

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph. D.

PAR
Julien CLÉMENT

ESTIMATION PAR OPTIMISATION MULTI-CORPS DE LA CINÉMATIQUE 3D DE
GENOUX SAINS ET ARTHROSIQUES AU COURS D'ACCROUISSEMENTS :
PERFORMANCE DE MODÈLES ARTICULAIRES PERSONNALISÉS

MONTREAL, LE 23 MARS 2015



Julien Clément, 2014



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Jacques A. de Guise, directeur de thèse
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme. Nicola Hagemeister, codirectrice de thèse
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, président du jury
Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. David Labbé, membre du jury
Génie logiciel et des technologies de l'information à l'École de technologie supérieure

M. Frédéric Lavoie, examinateur externe
Service d'orthopédie, Département de chirurgie
Hôpital Notre-Dame de Montréal

M. Maxime Raison, examinateur externe indépendant
Génie mécanique à l'École polytechnique de Montréal

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 12 MARS 2015

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

*« Je ne cherche pas à connaître les réponses,
je cherche à comprendre les questions. »*

Confucius

AVANT-PROPOS

Avant d'entamer la lecture de cette thèse, il est important de noter qu'une partie des travaux qui y sont présentés ont été réalisés avec la collaboration de Michèle Kanhonou, étudiante au doctorat à l'École de technologie supérieure (ÉTS).

Brièvement, mon projet de doctorat consistait à corriger la cinématique tridimensionnelle (3D) du genou à l'aide de diverses méthodes d'optimisation, ceci dans le but d'observer les mouvements de l'articulation au cours d'un accroupissement dynamique de la manière la plus précise possible. De son côté, le projet de doctorat de Mme Kanhonou consistait à développer des techniques de traitement d'image permettant, à partir de cinq clichés stéréoradiographiques, d'obtenir la géométrie 3D des os du genou au cours d'un accroupissement quasi-statique et d'en déduire la cinématique 3D. Les différentes méthodes développées dans le cadre de mon projet ont ainsi pu être validées en comparant les résultats qu'elles généraient à ceux déduits de l'accroupissement quasi-statique grâce aux travaux de Mme Kanhonou.

REMERCIEMENTS

Enfant, mon père me disait que le temps passe plus vite une fois adulte, a fortiori lorsque l'on a des enfants à charge. À cette époque, je faisais la sourde oreille. Je me rends compte aujourd'hui qu'il avait bien raison¹. Bien que mes cinq années d'études soient passées à une vitesse faramineuse, elles ont été jonchées de doutes, d'angoisses et d'épuisement. Néanmoins, l'expérience acquise en valait largement la peine. Cette section est dédiée à toutes les personnes qui, de près ou de loin, m'ont permis de mener à bien ce projet. Ces personnes m'ont guidé, conseillé, instruit, soutenu, encouragé, diverti, consolé, et m'ont fait vivre des moments inoubliables.

Je souhaite tout d'abord remercier mon directeur de recherche Jacques A. de Guise. Merci à toi de m'avoir proposé un projet si stimulant. Ce dernier regroupait tout ce qui m'attire dans la recherche en génie biomédical : compétences multidisciplinaires, autonomie, innovation et travail d'équipe. Un grand merci pour m'avoir accueilli au sein de ce merveilleux laboratoire qu'est le Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO). Quelle fierté d'avoir évolué dans un milieu au rayonnement international, certifié ISO 13485 : 2003, et où la qualité – de vie et de travail – règne en mot d'ordre. C'est en grande partie grâce à toi que le LIO est ce qu'il est aujourd'hui. Merci pour cela.

Je remercie ensuite ma codirectrice Nicola Hagemeister. Que dire pour te remercier Nicola, toi qui es si bienveillante. Cela fait maintenant près de sept ans que tu m'encadres, et grâce à toi, j'ai évolué d'un petit étudiant en fin de baccalauréat « qui ne se trompe jamais » à un finissant au doctorat ayant espoir d'embrasser un jour la même carrière que toi. Tu m'as tellement apporté au cours de ces sept années, tant sur le plan professionnel que personnel, qu'il serait difficile de tout énumérer. Tu m'as appris à être rigoureux scientifiquement parlant, à dénicher les plus petites incohérences perdues dans un amas de données, mais également à sourire et à m'ouvrir plus souvent aux autres, moi l'éternel « fatigué ».

¹ Phrase à lire avec l'accent Provençal.

Finalement, c'est grâce à toi si Laurence et moi avons pu si facilement fonder notre famille pendant nos études, et ça je t'en serai éternellement reconnaissant. Merci sincèrement.

Je remercie également tout particulièrement Raphaël Dumas, chercheur au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs de Lyon. Je peux dire aujourd'hui que c'est en grande partie grâce à toi si j'ai pu mener à bien mon projet. Sans tes formidables connaissances en biomécanique, tes mécanismes parallèles complexes, et tes paramètres cinématiques farfelus, je ne sais vraiment pas où j'en serais à l'heure actuelle. Nos collaborations ont toujours été agréables et productives. Merci beaucoup.

Je tiens également à remercier l'ensemble des membres du LIO. Travailler à vos côtés a été une expérience très agréable et enrichissante. Plus particulièrement, merci à Rachid Aissaoui pour son expertise et ses conseils avisés qui m'ont permis de publier mon premier article. Merci à Frédéric Lavoie sans qui le recrutement des sujets arthrosiques aurait été bien plus complexe. Merci à mon amie Caroline Lau pour avoir apporté ordre, rigueur et qualité à l'ensemble de mes travaux de recherche, et pour m'avoir « suivi » dans diverses courses folles. Merci à mon amie Michèle Kanhonou pour avoir été une collaboratrice si géniale. Que de chemin nous avons parcouru ensemble, tant au sens propre que figuré. C'est aussi grâce à toi que j'ai pu finir mon doctorat en temps et en heure, et je t'en suis très reconnaissant. Merci à Gerald Parent pour sa gentillesse, ses petits repères gribouillés sur un coin de feuille, et ses compétences techniques qui m'ont été d'une aide précieuse. Merci à Benoit Godbout pour sa disponibilité, ses histoires de voyages incroyables, et sa capacité à résoudre mes différents problèmes d'imagerie. Merci à Félix Chénier pour sa joie de vivre, son humour douteux, et l'aide qu'il m'a apportée à un moment où j'en avais besoin. Merci à mon amie Lauranne Sins, modèle de ténacité malgré les déboires, et organisatrice d'événements hors pair. Et finalement, merci à Thierry Cresson pour sa disponibilité et son bon sens de l'humour.

Je me dois également de remercier les organismes et institutions qui ont apporté un soutien financier indispensable à ce projet : les Fonds de recherche du Québec en natures et

technologies (FRQNT), les Fonds de recherche du Québec – Santé (FRQ-S), le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), le Programme de formation MENTOR sur les troubles de la mobilité et de la posture, ainsi que l'ÉTS.

Je tiens ensuite à remercier toutes les personnes qui m'ont, à leur manière, aidé à avancer au cours de ces années. Merci à Laurent, Nicolas et Émile, mes libraires préférés, ainsi qu'à toute la gang de Bédély's Monde pour ces discussions animées autour de la BD. Merci à Boris et Florence pour ces films de requins et de zombies douteux. Merci à Frédéric et Maïté pour ces joyeux moments passés en famille. Merci à Jérémie et Sandra pour ces belles soirées, parfois trop arrosées. Merci à Paga pour tous ces moments passés à discuter de tout et rien, et pour toutes ces parties de jeux-vidéos endiablées, je te battrai un jour. Merci du fond du cœur aux sœurs Fauconnier. Perrine et Marion, vous êtes deux êtres formidables, toujours présentes en cas de besoin. J'espère que nos chemins continueront à se croiser au fil des ans. Alex, merci pour le Poupik. Merci à JB pour ce projet un peu fou. Merci à Milou et Momo, mon trinôme pour la vie, et à Laurent et ma Choune, mes plus vieux amis. Enfin, merci à Hayao Miyazaki, Satoshi Kon, Shigeru Miyamoto, et Hidetaka Miyazaki pour ces heures de plaisir.

Merci à mon frère Thibault, mon complice depuis 25 ans et la personne qui m'aura permis de visiter le pays de mes rêves, le Japon. Finalement, merci à toi qui es à mes côtés depuis près de 10 ans. Nous sommes passés par plusieurs moments difficiles, mais tu as toujours été là, vaillante et attentionnée. Tu es une personne extraordinaire et je n'ai pas assez de mots pour exprimer tout ce que je ressens pour toi. Je t'aime tout simplement Laurence Marck. Merci de m'avoir donné les plus beaux enfants du monde² et d'être une si fabuleuse maman. Quant à vous mes petits anges démoniaques, Eliott, Tessa, et Sasha, bien que vous ne m'ayez pas rendu la tâche facile au cours de ces années d'études, vous les aurez sans nul doute plus égaillées que quiconque. Je vous aime mes p'tits Loups. Pour conclure, il est bon de noter que l'intégralité de mes travaux de doctorat a été réalisée sans apport de caféine, théine, ou

² Je vous jure que ce sont les plus beaux.

XII

tout autre produit dopant. L'utilisation de produits à base de moûts fermentés n'a toutefois pu être évitée en dehors des heures de travail.

ESTIMATION PAR OPTIMISATION MULTI-CORPS DE LA CINÉMATIQUE 3D DE GENOUX SAINS ET ARTHROSQUES AU COURS D'ACCROUISSEMENTS : PERFORMANCE DE MODÈLES ARTICULAIRES PERSONNALISÉS

Julien CLÉMENT

RÉSUMÉ

Il existe un manque de consensus au sujet des mouvements du genou. Aucune des méthodes utilisées pour analyser la cinématique 3D du genou n'est acceptée de façon unanime par la communauté scientifique. Ces dernières présentent en effet des limites, soit en termes d'applicabilité en routine clinique, soit en termes de compensation des artéfacts des tissus mous (ATM). L'objectif principal de ce projet de doctorat consiste donc à améliorer l'évaluation fonctionnelle du genou en proposant une méthode de mesure de la cinématique 3D qui soit à la fois précise, non invasive et peu irradiante. Cette méthode fait intervenir le système de captation du mouvement KneeKGTM, la méthode d'optimisation multi-corps (MBO), et le système de radiographie biplan EOS[®].

Premièrement, les ATM affectant les mesures du KneeKGTM au cours d'accroupissements sous charge effectués par des sujets sains et arthrosiques ont été quantifiés à l'aide d'Eos[®]. L'impact de ces ATM sur la cinématique 3D du genou des sujets a ensuite été évalué. Cette étude montre que les ATM du KneeKGTM oscillent entre 3-9° et 5-13 mm, et qu'ils engendrent des erreurs de l'ordre de 9-10° et 7-10 mm au niveau de la cinématique 3D du genou. Deuxièmement, les accroupissements dynamiques et quasi-statiques effectués par les sujets ont été comparés en termes de cinématique 3D, de cinétique 3D et d'électromyographie des membres inférieurs. Cette étude montre que les deux conditions d'accroupissement sont similaires. Les différences cinématiques observées au genou sont inférieures à 1,5° et 1,9 mm. Troisièmement, les performances de huit combinaisons de modèles articulaires utilisées lors de la MBO pour compenser les ATM du KneeKGTM ont été évaluées. Cette étude montre qu'aucune des combinaisons actuelles n'est idéale pour corriger l'ensemble de ces ATM. Les erreurs de mesures résiduelles atteignent 13° et 7 mm après correction. Quatrièmement, des modèles personnalisés du genou ont été développés à partir de modèles 3D des os issus d'Eos[®]. Utilisés lors de la MBO, ces modèles personnalisés s'avèrent les plus efficaces pour corriger les ATM du KneeKGTM. Les erreurs résiduelles oscillent entre 2-6° et 2-4 mm pour les rotations et déplacements des genoux sains et OA. Cinquièmement, la méthode de mesure développée a été mise à profit pour proposer une méthode de fusion de la géométrie 3D et de la cinématique 3D du genou, et ainsi calculer les surfaces de contact articulaires du genou. Les résultats obtenus par cette étude sont prometteurs.

En conclusion, la combinaison du KneeKGTM, de la MBO et du système EOS[®] a permis d'obtenir une méthode quantifiant de manière relativement précise, non invasive et peu irradiante la cinématique 3D de genou sains et OA au cours d'accroupissements dynamiques.

Mots-clefs : genou, cinématique 3D, géométrie 3D, artefacts des tissus mous, optimisation multi-corps, modèles articulaires personnalisés, accroupissement, arthrose.

3D KINEMATIC ANALYSIS OF HEALTHY AND OSTEOARTHRITIC KNEE DURING SQUAT WITH MULTI-BODY OPTIMISATION: PERFORMANCE OF SUBJECT-SPECIFIC JOINT MODELS

Julien CLÉMENT

ABSTRACT

There is currently a lack of consensus about the movements of the knee joint. None of the methods used to analyze 3D knee kinematics is unanimously accepted by the scientific community. These methods are limited in terms of applicability in clinical practice, or in terms of soft tissue artifacts (STA) compensation. The main objective of this PhD project is to improve the functional evaluation of the knee by proposing an accurate, non-invasive and low irradiating method for measuring 3D knee kinematics. This method involves the motion capture KneeKG™ system, the multi-body optimization method (MBO), and the biplane radiographic EOS® system.

First, STA of the KneeKG™ were quantified with the EOS® system during weight bearing squats performed by healthy and osteoarthritic subjects. The impact of these STA on the 3D knee kinematics were evaluated. This study shows that STA of the KneeKG™ were about 3-9° and 5-13 mm, and that they generate knee kinematic errors in the range of 9-10° and 7-10 mm. Second, the dynamic and quasi-static squats performed by the subjects were compared in terms of 3D kinematics, 3D kinetics, and electromyography of the lower limbs. This study shows that the two squatting conditions are similar. The knee kinematic differences are less than 1.5° and 1.9 mm. Third, the performance of eight combinations of joint models used in MBO to compensate for STA of the KneeKG™ were evaluated. This study shows that none of the eight combinations is ideal for correcting all the STA of the KneeKG™. Knee kinematics errors are about 13° and 7 mm after MBO. Fourth, subject-specific knee joint models were developed from the 3D bone models derived from EOS®. These subject-specific joint models used in MBO are the most effective to correct the STA of the KneeKG™. Measurement errors are in the range of 2-6° and 2-4 mm for rotations and displacements of healthy and osteoarthritic knees. Fifth, the measurement method was used to merge the 3D kinematics and the 3D geometry of the knee, and to calculate the surface contact of the knee. Results from this study are promising.

In conclusion, the combination of the KneeKG™ system, the MBO, and the EOS® system has resulted in a relatively accurate, non-invasive and low irradiating method for measuring the 3D knee kinematics during dynamic squats performed by healthy and osteoarthritic subjects.

Keywords: knee, 3D kinematics, 3D geometry, soft tissue artifacts, multi-body optimization, subject-specific joint models, squatting activities, osteoarthritis.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Anatomie et physiologie du genou	5
1.1.1 Les articulations	5
1.1.2 Les ligaments	7
1.1.3 Les muscles	8
1.1.4 L'arthrose	9
1.2 Analyse cinématique 3D du genou : les techniques d'imagerie médicale	11
1.2.1 Modélisation géométrique 3D du genou	12
1.2.2 La fluoroscopie monoplan	15
1.2.3 La fluoroscopie biplan	17
1.2.4 L'IRM	20
1.2.5 Cinématique 3D du genou en accroupissement	22
1.3 Analyse cinématique 3D du genou : la stéréophotogrammétrie	23
1.3.1 Quantification des ATM	25
1.3.2 Les systèmes d'attaches externes	31
1.3.3 Les méthodes mathématiques sans modèle <i>a priori</i> des ATM	34
1.3.3.1 La méthode d'optimisation par segment	34
1.3.3.2 La méthode de solidification	35
1.3.3.3 La méthode du groupe de marqueurs	36
1.3.3.4 La méthode d'optimisation multi-corps : paramétrage relatif ...	37
1.3.3.5 La méthode d'optimisation multi-corps : filtre de Kalman	42
1.3.3.6 La méthode d'optimisation multi-corps : paramétrage absolu ..	44
1.3.4 Les méthodes mathématiques avec modèle <i>a priori</i> des ATM	53
1.3.4.1 La méthode de calibration dynamique	53
1.3.4.2 La méthode de double calibration	56
1.3.4.3 La méthode de déformation par intervalle	60
1.4 Synthèse et limites des méthodes d'analyse cinématique 3D du genou	61
CHAPITRE 2 HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODES	67
2.1 Hypothèses et objectif principal	67
2.2 Approche méthodologique proposée	68
2.3 Hypothèses et objectifs spécifiques	70
CHAPITRE 3 ARTICLE RÉDIGÉ : QUANTIFICATION DES ATM AU COURS D'ACCROUPEMENTS SOUS CHARGE ENREGISTRÉS PAR LE KNEEKG™	73
3.1 Mise en contexte	73
3.2 Introduction	73
3.3 Méthode	75

3.3.1	Sujets.....	75
3.3.2	Protocole expérimental.....	75
3.3.3	Traitement des données.....	76
3.4	Résultats.....	79
3.5	Discussion.....	86
3.6	Conclusion.....	89
CHAPITRE 4	PUBLISHED ARTICLE: COMPARISON OF QUASI-STATIC AND DYNAMIC SQUATS – A THREE-DIMENSIONAL KINEMATIC, KINETIC AND ELECTROMYOGRAPHIC STUDY OF THE LOWER LIMBS	91
4.1	Mise en contexte.....	91
4.2	Abstract.....	92
4.3	Introduction.....	92
4.4	Methods.....	94
4.4.1	Subjects.....	94
4.4.2	Instrumentation.....	94
4.4.3	Experimental protocol.....	96
4.4.4	Data processing.....	97
4.5	Results.....	98
4.6	Discussion.....	104
4.7	Conclusion.....	107
CHAPITRE 5	SUBMITTED ARTICLE: IN VIVO 3D KINEMATIC ANALYSIS OF LOWER LIMBS WITH KNEE OSTEOARTHRITIS – VALIDATION OF JOINT MODELS WITH A LOW-DOSE X-RAY SYSTEM	109
5.1	Mise en contexte.....	109
5.2	Abstract.....	110
5.3	Introduction.....	111
5.4	Methods.....	113
5.4.1	Subjects.....	113
5.4.2	Experimental protocol.....	114
5.4.3	Data processing.....	116
5.5	Results.....	118
5.6	Discussion.....	121
5.7	Conclusion.....	124
CHAPITRE 6	SUBMITTED ARTICLE: SOFT TISSUE ARTEFACTS COMPENSATION IN KNEE KINEMATICS BY MULTI-BODY OPTIMIZATION: PERFORMANCE OF SUBJECT-SPECIFIC KNEE JOINT MODELS	125
6.1	Mise en contexte.....	125
6.2	Abstract.....	126
6.3	Introduction.....	127
6.4	Methods.....	128

6.4.1	Subjects	128
6.4.2	Experimental protocol.....	128
6.4.3	Parameter definition.....	130
6.4.4	Image processing and quasi-static knee kinematics.....	132
6.4.5	Knee modelling.....	132
6.4.6	Multi-body optimization	133
6.4.7	Compensation for STA	136
6.5	Results.....	136
6.6	Discussion	141
6.7	Conclusion	142
CHAPITRE 7	FUSION DE LA GÉOMÉTRIE ET DE LA CINÉMATIQUE 3D DU GENOU : CALCUL DES SURFACES DE CONTACT ARTICULAIRES DU GENOU	143
7.1	Introduction.....	143
7.2	Méthode et résultats préliminaires	147
7.3	Conclusion	153
CHAPITRE 8	DISCUSSION GÉNÉRALE.....	155
8.1	Synthèse des travaux.....	155
8.2	Limites et recommandations	159
8.2.1	Gabarit de positionnement	159
8.2.2	Modélisation personnalisée du genou	161
8.2.3	Méthode de validation.....	163
8.2.4	Mouvement étudié	164
CONCLUSION GÉNÉRALE.....		165
ANNEXE I	LES MUSCLES DU GENOU	169
ANNEXE II	APERÇU DES FILTRES DE KALMAN.....	173
ANNEXE III	ADDITIONAL TABLES.....	177
ANNEXE IV	ADDITIONAL TABLES.....	181
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		193

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Quantification des ATM : les méthodes percutanées27
Tableau 1.2	Quantification des ATM : les méthodes d'imagerie médicale.....28
Tableau 3.1	Mouvements du harnais fémoral pour les 10 sujets sains.....81
Tableau 3.2	Mouvements du harnais fémoral pour les 10 sujets OA82
Tableau 3.3	Mouvements de la plaque tibiale pour les 10 sujets sains83
Tableau 3.4	Mouvements de la plaque tibiale pour les 10 sujets OA.....84
Tableau 3.5	Différences cinématiques 3D moyennes du genou pour les 10 sujets sains.....86
Tableau 3.6	Différences cinématiques 3D moyennes du genou pour les 10 sujets OA.....86
Table 4.1	Mean kinematic, kinetic and electromyographic differences between quasi-static and fast dynamic squats: * indicates $p < 0.05$ and ** indicates $p < 0.01$100
Table 5.1	RMS values (SD) of dynamic vs. quasi-static OA knee kinematics for the ten patients and five positions of comparison121
Table 6.1	Details of the 7 models evaluated in MBO. Kinematic constraints at the ankle, knee and hip joints: NNN, SSS, SPS.....133
Table 6.2	RMS errors between dynamic and quasi-static knee kinematics for the 5 positions of comparison in healthy subjects: flexion-extension (FE), abduction-adduction (AA), internal-external rotation (IER), medio-lateral displacement (MLD), antero-posterior displacement (APD) and proximo-distal displacement (PDD).....138
Table 6.3	RMS errors between dynamic and quasi-static knee kinematics for the 5 positions of comparison in OA subjects: flexion-extension (FE), abduction-adduction (AA), internal-external rotation (IER), medio-lateral displacement (MLD), antero-posterior displacement (APD) and proximo-distal displacement (PDD)139

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	L'anatomie du genou Adaptée de (Marieb, 2005, p. 272)6
Figure 1.2	Les six degrés de liberté du genou Adaptée de (Komdeur, Pollo et Jackson, 2002, p. 257).....7
Figure 1.3	Muscles, tendons et ligaments du genou Adaptée de (Marieb, 2005, p. 272)8
Figure 1.4	Gonarthrose : détérioration initiale du condyle fémoral médial (A) ; détérioration complète de l'articulation du genou (B) Adaptée de (www.zimmer.com, 2011)10
Figure 1.5	Représentation d'un CT-scan (A), de coupes transversales du fémur (B) et du tibia (C), et des extrémités des os reconstruites en 3D (D) Adaptée de (Anderst et Tashman, 2003, p. 1294 et www.healthcare.philips.com)12
Figure 1.6	Représentation d'un IRM (A), d'une coupe sagittale du fémur et du tibia (C), et des extrémités des os reconstruites en 3D (C) Adaptée de (Carpenter, Majumdar et Ma, 2009, p. 762 et www.siemens.com)13
Figure 1.7	Représentation du système EOS [®] (A), des radiographies obtenues d'un sujet (B), et des reconstructions 3D des os des membres inférieurs et du rachis (C) Adaptée de (www.eos-imaging.com, 2011)14
Figure 1.8	Calculs de la cinématique 3D du genou entre 85°, 110°, 140° et 150° de flexion par ajustement de modèles 3D sur des images fluoroscopiques monoplan Tirée de (Hamai <i>et al.</i> , 2013, p. 2)17
Figure 1.9	Système de fluoroscopie biplan Tirée de Tashman et Anderst (2003, p. 239)18
Figure 1.10	Repères anatomiques et techniques du fémur (a) et du tibia (b) Tirée de (Tashman et Anderst, 2003, p. 240).....19
Figure 1.11	Position et mouvement des sujets dans l'IRM Adaptée de (Rebmann et Sheehan, 2003, p. 207).....21
Figure 1.12	Outil d'estimation de la qualité Tirée de (Peters <i>et al.</i> , 2010, p. 2)26
Figure 1.13	Sujet instrumenté du KneeKG TM constitué d'une ceinture pelvienne (A), d'un harnais fémoral (B) et d'une plaque tibiale (C)32

Figure 1.14	Paramètres absolus des segments du membre inférieur droit Tirée de (Dumas et Chèze, 2007, p. 316)	45
Figure 1.15	Mécanisme parallèle du genou Adaptée de (Parenti-Castelli <i>et al.</i> , 2004, p. 225)	48
Figure 1.16	Estimation des erreurs de mouvement : chaîne cinématique en position initiale (A) et finale (B) Adaptée de (Lucchetti <i>et al.</i> , 1998, p. 978).....	54
Figure 1.17	Schématisation de la méthode de double calibration Tirée de (Cappello <i>et al.</i> , 2005, p. 994)	59
Figure 3.1	Ajustement manuel de sphères sur les marqueurs du KneeKG™ (A); Agrandissement des marqueurs associés au fémur avant et après ajustement des sphères (B); Obtention des modèles 3D des marqueurs (C)	77
Figure 3.2	Représentation des modèles 3D et des segmentations 2D des os sur les cinq radiographies acquises par le système EOS® au cours d'un accroupissement quasi-statique.....	77
Figure 3.3	Modèles 3D des os et des marqueurs des cinq positions d'accroupissement (notées 1 à 5 pour les repères techniques) recalées sur la première position.....	78
Figure 4.1	Experimental protocol: Subjects (A) performed a quasi-static squat which was standardized with a positioning jig (B). Its proprioceptive reminder was adjusted in height according to the required angle of knee flexion. 3D kinetics was recorded by a force plate equipped with wedges (C) to standardize feet positioning. 3D knee kinematics was recorded by the KneeKG™ which consisted of a harness (D) and plate (E) designed to reduce soft tissue artifacts and equipped with passive markers measured by 12 optoelectronic cameras (F). EMG of the lower limb was recorded with surface electrodes (G) placed on 8 muscles.....	95
Figure 4.2	Comparison of quasi-static and dynamic knee internal-external rotation: Mean internal tibial rotation during both quasi-static and fast-dynamic squats ± 1 SD. Black squares represent quasi-static data and gray circles represent dynamic data. Black stars indicate positions where significant differences are found	99
Figure 4.3	Comparison of quasi-static and dynamic knee antero-posterior displacement: Mean anterior tibial displacement during both quasi- static and fast-dynamic squats ± 1 SD. Black squares represent quasi-	

	static data and gray circles represent dynamic data. Black stars indicate positions where significant differences are found.....	100
Figure 4.4	Comparison of quasi-static and dynamic vertical ground reaction force: Mean vertical ground reaction force normalized to the subjects' body weight during both quasi-static and fast-dynamic squats ± 1 SD. Black squares represent quasi-static data and gray circles represent dynamic data. Black stars indicate positions where significant differences are found.....	103
Figure 5.1	Representation of the experimental protocol: The patient (A) performed squats standardized with positioning jig (B) with a proprioceptive reminder and feet wedges. Kinematic data during dynamic squats were recorded by the KneeKG TM consisting of a harness (C) attached on the thigh, a plate (D) attached on the shank, a belt (E) attached on the pelvis, and a reference (F) attached on the positioning jig. The KneeKG TM was equipped with passive markers measured by a Polaris Spectra [®] camera (G). 3D knee kinematics during the quasi-static squat was recorded by the EOS [®] system (H). The proprioceptive reminder was adjusted in height according to the required angle of flexion of the knee (0°, 30°, 40°, 50° and 60°).....	115
Figure 5.2	Example of patient-specific femur and tibia 3D models, and knee bone 2D segmentations, after rigid 2D/3D registration on biplane radiographs taken at 30° of knee flexion	118
Figure 5.3	Mean OA knee kinematics of the ten patients obtained during weight-bearing squats with the 8 sets of joint models used in MBO (NNN, SSS, USS, PSS, SHS, UHS, SPS and PPS) and with the EOS [®] system. Black stars indicate significant differences ($p < 0.05$)	119
Figure 6.1	Experimental protocol: The patient (A) performed squats standardized by a positioning jig (B) with a proprioceptive reminder and feet wedges. Kinematic data during the dynamic squats were recorded by the KneeKG TM consisting of a belt (C) attached on the pelvis, a harness (D) attached on the thigh, a plate (E) attached on the shank, and a reference (F) attached on the positioning jig. The proprioceptive reminder was adjusted in height according to the required angle of knee flexion (60° for dynamic squats and 0°, 30°, 40°, 50° and 60° for quasi-static squats).....	129
Figure 6.2	Five biplane radiographs acquired by the EOS [®] system during quasi-static squats: 3D bone models and 2D bone segmentations are shown for 5 angles of flexion.....	130

Figure 6.3	Definition of generalized coordinates $Q_i = uirPirDiwiT$ for a healthy subject, with $i = 1, 2, 3$ and 4 for the foot, tibia/fibula, femur and pelvis, respectively. In this example, Q_1 was constructed from KneeKG™ calibration (calcaneus, 1 st and 5 th metatarsal), Q_2 and Q_3 were customized from subject-specific knee bone models (medial and lateral malleoli, medial and lateral condyles, femoral head), and Q_4 was constructed from KneeKG™ calibration: right and left anterior and posterior superior iliac spines (RASIS, RPSIS, LASIS, LPSIS). Definition of kinematic constraints imposed by the parallel mechanism composed of 2 sphere-on-plane contacts and 4 deformable ligaments (anterior cruciate ligament (ACL), posterior cruciate ligament (PCL), medial collateral ligament (MCL), and lateral collateral ligament (LCL)) customized from subject-specific knee models.	131
Figure 6.4	Kinematic data on a healthy subject optimized with models 1 to 7 in MBO	140
Figure 7.1	Calcul des surfaces de contact fémoro-tibiales : reconstruction 3D des os et des billes radio-opaques par TAO (A et B) ; suivi des billes radio-opaques par fluoroscopie biplan (C) ; calcul des surfaces de contact (D et E) Adaptée de (Anderst, Les et Tashman, 2005; Anderst et Tashman, 2003, p. 809 et 1294)	144
Figure 7.2	Positions des points de contact au cours d'une fente de 0° à 113° de flexion Adaptée de (Li <i>et al.</i> , 2006, p. 398)	145
Figure 7.3	Calculs des surfaces de contact fémoro-tibiales entre 85°, 110°, 140° et 150° de flexion par ajustement de modèles 3D sur des images fluoroscopiques monoplan Tirée de (Hamai <i>et al.</i> , 2013, p. 2)	146
Figure 7.4	Surfaces de contact fémoro-patellaires (A) et fémoro-tibiales (B) d'un genou à 30° de flexion Adaptée de (von Eisenhart-Rothe <i>et al.</i> , 2004, p. 932)	146
Figure 7.5	Visualisation des os du genou d'un sujet sain au cours d'un accroupissement dynamique de 10° à 64° de flexion sans correction de la cinématique du KneeKG™ (Modèle 1) et avec correction de la cinématique du KneeKG™ (Modèle 7)	148
Figure 7.6	Distance entre deux surfaces : $d(S',S)$ reste plus petite que $d(S,S')$ puisque $d(A,S') \ll d(B,S)$ Tirée de (Aspert, Santa-Cruz et Ebrahimi, 2002, p. 706)	150

Figure 7.7	La distance entre p et la facette T' est la distance entre p et le point p'' le plus proche de p appartenant à T' Tirée de (Aspert, Santa-Cruz et Ebrahimi, 2002, p. 706)151
Figure 7.8	Cartes de distance des surfaces articulaires fémoro-tibiales du sujet sain au cours de l'accroupissement dynamique de 10° à 64° de flexion du genou152
Figure 7.9	Cartes de distance des surfaces articulaires fémoro-tibiales du sujet OA au cours de l'accroupissement dynamique de 10° à 63° de flexion du genou152

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Bidimensionnel(le)(s) ; Deux dimensions
3D	Tridimensionnel(le)(s) ; Trois dimensions
AA	Abduction-adduction
APD	Déplacement antéro-postérieur (<i>Antero-posterior displacement</i>)
ATM	Artéfact(s) des tissus mous
BF	<i>Biceps femoris</i>
CRSNG	Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada
CRCHUM	Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal
CT-scan	Tomographie axiale (<i>Computed tomography scan</i>)
DDL	Degré de liberté
ÉTS	École de technologie supérieure
EMG	Électromyo-graphie(-graphique(s)) (<i>Electromyo-graphy(graphic)</i>)
FE	Flexion-extension
FK	Filtre de Kalman
FKE	Filtre de Kalman étendu
FRQNT	Fonds de recherche du Québec en natures et technologies
FRQ-S	Fonds de recherche du Québec – Santé
GL	<i>Gastrocnemius lateralis</i>
GM	<i>Gastrocnemius medialis</i>
ICC	Coefficient de corrélation intra-classe (<i>Intra-class correlation coefficient</i>)
IER	Rotation interne-externe (<i>Internal-external rotation</i>)
IMC	Indice de masse corporelle

XXX

IRM	Imagerie par résonnance magnétique
LCA	Ligament croisé antérieur
LCL	Ligament collatéral latéral
LCM	Ligament collatéral médial
LCP	Ligament croisé postérieur
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
LK	Lissage de Kalman
MBO	Méthode d'optimisation multi-corps (<i>Multi-body optimisation</i>)
MCD	Méthode de calibration dynamique
MDC	Méthode de double calibration
MDI	Méthode de déformation par intervalle
MGM	Méthode du groupe de marqueurs
MLD	Déplacement médio-latéral (<i>Medio-lateral displacement</i>)
MOS	Méthode d'optimisation par segment
OA	Arthrose ; Arthrosique(s) (<i>Osteoarthritis, osteoarthritic</i>)
PDD	Déplacement proximo-distal (<i>Proximo-distal displacement</i>)
PR	Proprioceptive reminder
Ra^2	Coefficient de corrélation multiple
RF	<i>Rectus femoris</i>
RMS	Erreur(s) quadratique(s) moyenne(s) standardisée(s) (<i>Root mean square error</i>)
RSA	Stéreo-photogrammétrie Roentgen (<i>Roentgen stereophotogrammetry</i>)
ST	<i>Semitendinosus</i>
STA	Soft tissue artefact(s)

TA	<i>Tibialis anterior</i>
TKA	Total knee arthroplasty
VL	<i>Vastus lateralis</i>
VM	<i>Vastus medialis</i>

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	Degré (unité d'angle)
°/s	Degré par seconde (unité de vitesse de rotation)
%	Pourcentage (unité adimensionnelle)
Ω	Ohm (unité de résistance électrique)
μV	Microvolt (unité de tension électrique)
cm	Centimètre (unité de longueur)
dB	Décibel (unité adimensionnelle)
Hz	Hertz (unité de fréquence)
kg	Kilogramme (unité de masse)
kg/m^2	Kilogramme par mètre carré (unité d'indice de masse corporelle)
km/h	Kilomètre par heure (unité de vitesse)
m	Mètre (unité de longueur)
mm	Millimètre (unité de longueur)
mm^2	Millimètre carré (unité de surface)
ms	Milliseconde (unité de temps)
m/s	Mètre par seconde (unité de vitesse)
Nm	Newton mètre (unité de moment)
pF	Picofarad (unité de capacité électrique)

INTRODUCTION

L'analyse cinématique tridimensionnelle (3D) du système musculosquelettique est une des branches prédominantes de l'ingénierie biomécanique. Parmi les membres et articulations du corps humain les plus fréquemment étudiés figure le membre inférieur, et en particulier l'articulation du genou. Le genou, articulation volumineuse, complexe et relativement instable, est en effet sujet à de nombreux traumatismes et pathologies (Marieb, 2005). En touchant 40% des personnes âgées de plus de 70 ans, l'arthrose (OA) du genou prédomine ces affections (WHO, 2003; Zhang *et al.*, 2007). Cette dernière est aujourd'hui considérée comme le trouble musculosquelettique le plus répandu à travers la planète, mais également comme l'une des maladies les plus dispendieuses à traiter (Hunter, 2009; WHO, 2003; Zhang *et al.*, 2007; 2008).

L'OA du genou se caractérise par une dégradation progressive et irréversible des surfaces articulaires, et est une des causes de douleurs et de perte de mobilité les plus fréquentes (Hunter, 2009; WHO, 2003; Zhang *et al.*, 2007; 2008). Quatre-vingt pourcent des sujets souffrant d'OA du genou éprouvent ainsi une diminution de leurs capacités motrices pouvant aller, dans 25% des cas, jusqu'à l'incapacité à accomplir des tâches de la vie quotidienne comme marcher ou s'accroupir (WHO, 2003). Les symptômes de l'OA sont généralement décrits comme étant mécaniques puisqu'ils interviennent au cours d'activités physiques (Hunter, 2009). Il a d'ailleurs été suggéré qu'une cinématique 3D anormale du genou serait à l'origine de l'initiation de l'OA, tandis qu'une modification de la répartition des charges articulaires serait responsable de sa progression (Andriacchi, Koo et Scanlan, 2009). Certains phénomènes demeurent néanmoins largement incompris, tels que la grande variabilité des niveaux de douleurs exprimés par les sujets arthrosiques (OA) pour un même degré de dégradation des surfaces articulaires (Hunter, 2009).

Il existe actuellement un manque flagrant d'informations quantitatives précises concernant l'impact de l'OA sur la cinématique 3D du genou, qui plus est au cours de mouvements actifs, sous charge, et de grande amplitude tels que les accroupissements (Hamai *et al.*,

2009). Ces derniers constituent pourtant la deuxième activité dynamique la plus étudiée après la marche pour évaluer la fonction du genou en orthopédie (Fukagawa *et al.*, 2012). Les accroupissements sont en effet considérés comme un des facteurs de risque de l'OA (Klussmann *et al.*, 2008) et représentent l'activité physique la plus difficile à réaliser pour des sujets OA, et ce même après une chirurgie de remplacement total du genou (Weiss *et al.*, 2002). À notre connaissance, seules quatre études ont évalué avec précision la cinématique 3D de genoux OA au cours d'accroupissements dynamiques (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). Obtenir davantage d'informations à ce sujet s'avère donc essentiel à l'amélioration de notre compréhension de l'influence de l'OA sur la fonction et la mobilité du genou.

Les méthodes employées par les quatre études citées plus haut sont très précises. Alliant tomographie axiale (CT-scan) et fluoroscopie monoplan (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013), ou imagerie par résonance magnétique (IRM) et fluoroscopie biplan (Yue *et al.*, 2011), elles demeurent néanmoins irradiantes et/ou onéreuses (Brenner et Hall, 2007; Hunter, 2009). Ces méthodes se révèlent donc inutilisables en routine clinique, ce qui explique en grande partie le manque d'informations probantes concernant la cinématique 3D des genoux OA. L'utilisation de systèmes de captation du mouvement, reposant sur le suivi de marqueurs cutanés à l'aide de caméras, permet de pallier à ces inconvénients. Bien que cette méthode soit largement répandue (Cappozzo *et al.*, 2005), elle revêt néanmoins un problème majeur, à savoir sa grande imprécision. Les marqueurs cutanés se déplacent en effet par rapport aux os au cours d'un mouvement, ce qui génère des erreurs cinématiques – appelées artéfacts des tissus mous (ATM) – pouvant atteindre 20° et 30 mm en termes de rotations et de déplacements du genou respectivement (Peters *et al.*, 2010). Afin de pallier ce problème, une multitude de méthodes visant à compenser les ATM a été développée au cours des 20 dernières années : technique de solidification (Chèze, Fregly et Dimnet, 1995), calibration dynamique (Lucchetti *et al.*, 1998), optimisation multi-corps (Lu et O'Connor, 1999), double calibration (Cappello *et al.*, 2005), etc. Malheureusement, aucune d'entre elles ne fait l'unanimité au sein de la communauté scientifique, soit à cause de leur manque de validation (Duprey, Cheze et Dumas, 2010), soit en raison de leur incapacité à réduire

efficacement les ATM (Andersen *et al.*, 2010; Leardini *et al.*, 2005; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009), soit du fait de leur trop grande complexité (Cappello *et al.*, 2005).

Ainsi, il n'existe à l'heure actuelle aucune méthode à la fois simple, précise, non invasive et utilisable en routine clinique qui soit en mesure d'évaluer la cinématique 3D du genou, qu'il soit sain ou OA, au cours d'un accroupissement dynamique. L'objectif principal de ce projet de doctorat vise donc à améliorer l'évaluation fonctionnelle du genou en proposant une méthode innovante, basée sur des outils développés au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), et capable de quantifier la cinématique 3D de l'articulation tout en respectant les contraintes énoncées ci-dessus. Brièvement, cette méthode consiste à combiner deux approches permettant de réduire l'influence des ATM, à savoir un système d'attache externe et une méthode mathématique. Une fois élaborée, cette méthode de mesure permettra non seulement de raffiner notre compréhension de l'impact de l'OA sur la biomécanique du genou, mais également de proposer aux sujets OA un outil d'évaluation proposant des traitements personnalisés ainsi que des suivis quantitatifs précis de l'état fonctionnel de leur articulation. Cette méthode permettra aussi de quantifier les surfaces de contact articulaires du genou en fusionnant la géométrie 3D et la cinématique 3D de l'articulation.

La revue de la littérature réalisée dans le cadre de ce projet est synthétisée au CHAPITRE 1. Ce dernier propose une brève description de l'anatomie et de la physiologie du genou, ainsi que de la pathophysiologie de l'OA. Le CHAPITRE 1 recense également les principales méthodes permettant de mesurer la cinématique 3D du genou et énumère les points forts et lacunes de chacune d'entre elles. Le CHAPITRE 2 présente ensuite les hypothèses et objectifs spécifiques du projet, et définit la méthodologie générale mise en œuvre pour le mener à bien. Chacun des objectifs spécifiques du projet a fait l'objet d'une publication, d'une soumission, ou d'une rédaction d'un article scientifique. Ces derniers constituent les CHAPITRE 3, CHAPITRE 4, CHAPITRE 5, et CHAPITRE 6. Le CHAPITRE 3 expose les travaux réalisés afin de quantifier les ATM affectant le système d'attache externe retenu dans cette étude, à savoir le KneeKG™. Le CHAPITRE 4 détaille les travaux ayant permis d'évaluer la biomécanique globale des membres inférieurs au cours d'accroupissements

dynamiques et quasi-statiques. En effet, la validation de notre méthode de mesure repose sur la comparaison des données cinématiques acquises au cours de ces deux conditions d'accroupissement. Le CHAPITRE 5 expose les performances de différentes combinaisons de modèle articulaires utilisées par la méthode d'optimisation multi-corps pour compenser l'influence des ATM au niveau de la cinématique 3D du genou, tandis que le CHAPITRE 6 présente les performances de combinaisons intégrant des modèles personnalisés du genou. Finalement, le CHAPITRE 7 décrit les résultats préliminaires d'une des retombées du projet, à savoir la fusion de la géométrie 3D et de la cinématique 3D du genou et le calcul de ses surfaces de contact articulaires. Avant de conclure ce document, le CHAPITRE 8 fait une synthèse générale du projet et émet des recommandations pour de futurs travaux de recherche.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE³

1.1 Anatomie et physiologie du genou

Avant de détailler l'ensemble des méthodes permettant d'évaluer la cinématique 3D du genou, nous avons jugé opportun de présenter succinctement l'anatomie et la physiologie de cette articulation, ainsi que la pathophysiologie de l'OA. De fait, nous traiterons ici des différentes structures qui octroient au genou sa remarquable mobilité, tout en abordant les conséquences de l'OA qui compromettent cette caractéristique fonctionnelle essentielle.

1.1.1 Les articulations

Le genou est, comme nous l'avons suggéré plus haut, « l'articulation la plus volumineuse et la plus complexe de toutes les articulations » du corps humain (Marieb, 2005, p. 209). Le genou est en effet constitué de trois articulations, à savoir deux articulations fémoro-tibiales et une articulation fémoro-patellaire (Marieb, 2005). Les deux premières articulations se situent entre les condyles et les plateaux médiaux et latéraux du fémur et du tibia respectivement (Figure 1.1). S'apparentant à des ellipsoïdes, ou plus simplement à des sphères, les condyles du fémur reposent sur les surfaces concaves des plateaux du tibia, généralement représentées par des sphères ou de simples plans (Martelli et Pinskerova, 2002; Parenti-Castelli et Sancisi, 2013; Turcot, 2007). La forme spécifique et la faible congruence des surfaces articulaires fémoro-tibiales octroient au genou une très grande mobilité mais aussi une stabilité restreinte (Turcot, 2007). Les plateaux du tibia sont néanmoins surmontés de deux disques fibro-cartilagineux en forme de croissants incurvés – les ménisques médial et latéral – dont le rôle est de stabiliser les articulations fémoro-tibiales tout en absorbant les chocs auxquels elles sont soumises (Figure 1.1) (Hunter, 2009; Marieb, 2005).

³ Veuillez noter que cette section a été en partie reprise de mon rapport d'examen doctoral DGA1033.

La troisième articulation du genou intervient entre la trochlée du fémur et la face postérieure de la rotule (Figure 1.1). Cette articulation autorise principalement le glissement de la rotule sur le fémur au cours des mouvements de flexion-extension fémoro-tibiale. En plus de protéger le genou, l'articulation fémoro-patellaire a pour fonction de maximiser les efforts transmis par les muscles du quadriceps au tibia en augmentant leur bras de levier (Marieb, 2005).

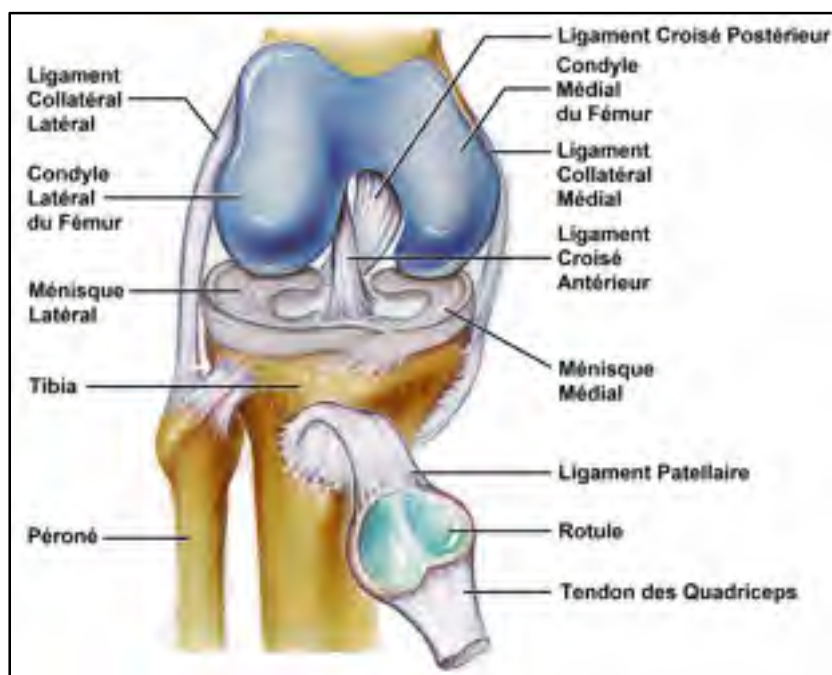


Figure 1.1 L'anatomie du genou
Adaptée de (Marieb, 2005, p. 272)

Bien qu'elles soient distinctes, les articulations fémoro-tibiales et fémoro-patellaire sont « intimement liées de manière anatomique et fonctionnelle » (Turcot, 2007, p. 6). Leur combinaison confère au genou une grande mobilité 3D, qui ne peut être parfaitement décrite qu'à l'aide de six degrés de liberté (DDL) indépendants (Grood et Suntay, 1983). D'un point de vue clinique, ces six DDL se traduisent par trois rotations, soit la flexion-extension, l'abduction-adduction et la rotation interne-externe, et par trois déplacements, soit les déplacements antéro-postérieur, médio-latéral et proximo-distal (Figure 1.2).

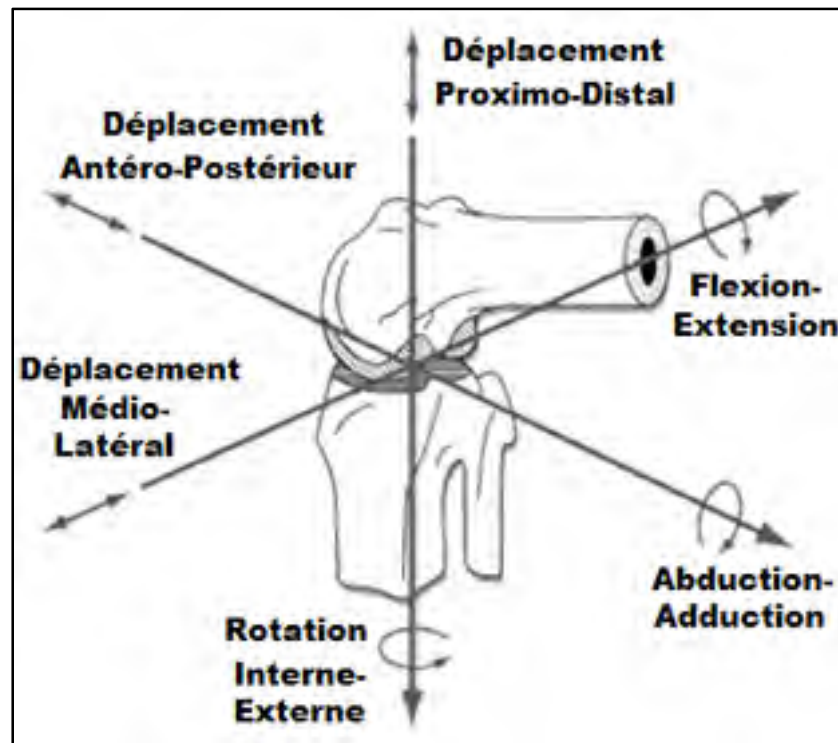


Figure 1.2 Les six degrés de liberté du genou
Adaptée de (Komdeur, Pollo et Jackson, 2002, p. 257)

1.1.2 Les ligaments

Le genou comporte plusieurs ligaments dont la fonction est de stabiliser et de guider les mouvements des articulations fémoro-tibiales et fémoro-patellaire. Les articulations fémoro-tibiales sont entourées de six ligaments : les ligaments collatéraux médial (LCM) et latéral (LCL), les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) (Figure 1.1 et Figure 1.3), et les ligaments poplités oblique et arqué. Le LCM et le LCL jouent un rôle primordial dans le maintien de l'abduction-adduction et de la rotation interne-externe du genou. De son côté, le LCA représente le stabilisateur primaire du déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur et d'hyper-extension de l'articulation du genou, tandis que le LCP limite le déplacement postérieur du tibia par rapport fémur. Finalement, les ligaments poplités oblique et arqué servent à renforcer la partie postérieure des articulations fémoro-tibiales (Marieb, 2005).

L'articulation fémoro-patellaire présente quant à elle trois ligaments principaux : le ligament patellaire et les rétinaculum patellaires médial et latéral (Figure 1.1 et Figure 1.3). Représentant le prolongement du tendon des muscles du quadriceps, ces trois ligaments stabilisent la rotule au niveau de la trochlée fémorale et participent activement au maintien du genou ainsi qu'à sa mise en mouvement (Marieb, 2005).



Figure 1.3 Muscles, tendons et ligaments du genou
Adaptée de (Marieb, 2005, p. 272)

1.1.3 Les muscles

Les nombreux muscles englobant le genou font partie des plus puissants du corps humain, et représentent les principaux stabilisateurs de l'articulation (Marieb, 2005). Plusieurs d'entre eux contrôlent directement les mouvements des articulations fémoro-tibiales et fémoro-

patellaire. Les quadriceps – constitués du droit de la cuisse et des vastes médial, latéral et intermédiaire – sont responsables de l’extension du genou (Figure 1.3). De leur côté, les ischiojambiers – composés du biceps-fémoral, du semi-tendineux et du semi-membraneux – actionnent la flexion et la rotation interne-externe de l’articulation. Cinq autres muscles, moins volumineux que les précédents, interviennent également au niveau de la flexion et de la rotation interne du genou, à savoir le gracile, le sartorius, les gastrocnémiens, le plantaire et le poplité (Marieb, 2005). Pour de plus amples détails, les figures reportées en ANNEXE I page 169 illustrent de manière précise l’ensemble des muscles du genou, tandis que le Tableau-A I-1 page 171 synthétise leurs principales caractéristiques.

Pour finir, il est bon de noter qu’en plus de mettre en mouvement les os du genou, les muscles précédemment cités jouent un rôle de protection primordial. Il a par exemple été démontré qu’une faiblesse des quadriceps entraîne non seulement une diminution de la stabilité du genou, mais également une réduction de sa capacité à encaisser les chocs, ce qui constitue un des facteurs de risque de progression de l’OA, tel que décrit plus bas (Hunter, 2009).

1.1.4 L’arthrose

L’OA du genou, ou gonarthrose, est une maladie dégénérative se caractérisant par une détérioration lente et irréversible du cartilage articulaire (Marieb, 2005; Tortora et Grabowski, 2001). Pouvant s’étendre à l’ensemble de l’articulation du genou, la gonarthrose se développe généralement au niveau du condyle fémoral médial (Figure 1.4). En effet, les principaux dommages observés chez les personnes touchées par la maladie se retrouvent au niveau de cette surface articulaire dans 32% à 58% des cas. Les taux de prévalence des autres surfaces articulaires du genou, à savoir la face postérieure de la rotule, le condyle fémoral latéral, la trochlée fémorale et les condyles tibiaux, atteignent quant à eux 11-21%, 9-20%, 6-15%, et 5-11% des cas de gonarthrose respectivement (Curl *et al.*, 1997; Hjelle *et al.*, 2002; Menetrey *et al.*, 2010).

Les causes précises de la gonarthrose demeurent à ce jour inconnues, et ce malgré sa grande incidence et les nombreuses recherches publiées sur le sujet (Hunter, 2009; Marieb, 2005). Les facteurs de risque menant à l'usure et à la dégradation progressive du cartilage sont en effet très nombreux et interdépendants. Parmi eux, on distingue les facteurs de risque biologiques comme l'âge, le sexe, l'ethnicité et la génétique, des facteurs de risque biomécaniques tels que le surpoids, la faiblesse musculaire – en particulier celle des quadriceps – la laxité articulaire, l'alignement osseux, etc. (Andriacchi, Koo et Scanlan, 2009; Hunter, 2009; Turcot, 2007). Seuls facteurs influençables par de saines habitudes de vie, ou par des traitements chirurgicaux, les facteurs de risque biomécaniques sont aujourd'hui considérés comme les principaux acteurs du développement et de la propagation de la gonarthrose. En effet, en modifiant la cinématique 3D et la répartition des charges articulaires du genou, ces facteurs de risques biomécaniques participeraient directement à la pathogénèse de la maladie (Andriacchi, Koo et Scanlan, 2009; Hunter, 2009).



Figure 1.4 Gonarthrose : détérioration initiale du condyle fémoral médial (A) ;
détérioration complète de l'articulation du genou (B)
Adaptée de (www.zimmer.com, 2011)

Une fois le genou affecté par l'OA, son cartilage se dégrade progressivement, et à mesure que l'os sous-chondral est exposé, des excroissances osseuses se forment. Ces excroissances osseuses, également appelées ostéophytes, rendent les extrémités des os plus volumineuses et

empiètent sur la cavité articulaire, ce qui a pour effet de réduire l'amplitude des mouvements du genou (Marieb, 2005; Tortora et Grabowski, 2001). Les principaux symptômes reliés à la gonarthrose sont donc une raideur articulaire, un crépitement osseux – résultat du frottement entre deux surfaces articulaires devenues rugueuses – ainsi qu'une douleur causée par le contact d'extrémités osseuses mises à nu (Turcot, 2007). Ces symptômes de douleur interviennent généralement au cours d'activités physiques et tendent à augmenter avec la progression de la maladie. Éprouvant de plus en plus de difficultés à effectuer les tâches de la vie quotidienne, les personnes atteintes de gonarthrose diminuent progressivement leurs activités (Turcot, 2007; WHO, 2003). Ces personnes prennent donc généralement du poids et perdent du tonus musculaire, ce qui a pour effet de favoriser la progression de la gonarthrose. Le cercle vicieux de la maladie est alors en place, et seule la chirurgie de remplacement total du genou permet aujourd'hui d'en éliminer les symptômes.

1.2 Analyse cinématique 3D du genou : les techniques d'imagerie médicale

La cinématique 3D du genou semblant jouer un rôle prépondérant dans la pathogénèse de la gonarthrose, le chapitre 1.2 et le chapitre 1.3 suivants sont dédiés aux diverses méthodes permettant de la mesurer. Nous aborderons dans un premier temps les plus précises d'entre elles, à savoir les méthodes faisant intervenir des techniques d'imagerie médicale capables de visualiser le mouvement des os du genou directement au travers de la peau. Nous détaillerons par la suite au chapitre 1.3 la méthode la plus employée pour analyser la cinématique 3D du genou, à savoir la stéréophotogrammétrie.

Il est important de garder à l'esprit que ces chapitres n'ont pas pour objectif de dresser une liste exhaustive des études ayant évalué la cinématique 3D du genou, mais seulement de détailler les principales techniques autorisant ce genre d'analyse.

Actuellement, les techniques les plus fréquemment utilisées pour visualiser les os du fémur et du tibia sont la fluoroscopie monoplan, la fluoroscopie biplan et l'IRM dynamique. L'analyse

cinématique 3D du genou ne peut néanmoins se faire sans obtenir au préalable un modèle géométrique 3D de ses os.

1.2.1 Modélisation géométrique 3D du genou

D'une manière générale, trois techniques d'imagerie médicale peuvent être utilisées pour acquérir la géométrie 3D des os du genou : le CT-scan, l'IRM, et la stéréoradiographie.

Le CT-scan et l'IRM ont fortement gagné en popularité au cours des dernières années. Leur utilisation représente aujourd'hui plus de 95 millions d'examens par an aux États-Unis (Hunter, 2009). Brièvement, le CT-scan permet d'obtenir différentes coupes transversales successives du corps d'un sujet en balayant ce dernier à l'aide d'un faisceau de rayons X. Il est ainsi possible, une fois les contours osseux segmentés et les différentes tranches assemblées, de modéliser la géométrie 3D des os avec une précision sous-millimétrique (Figure 1.5) (Van den Broeck *et al.*, 2014; Wang *et al.*, 2009).

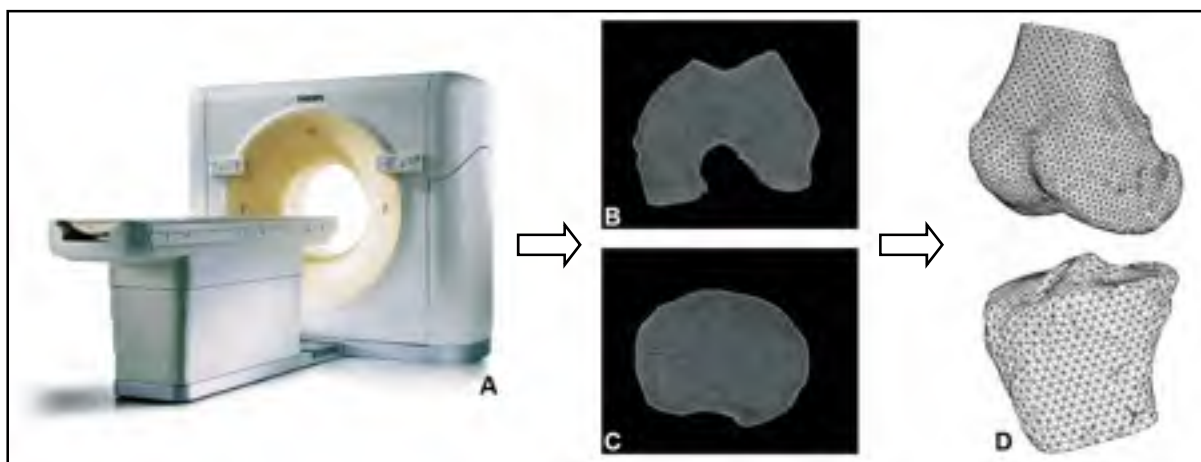


Figure 1.5 Représentation d'un CT-scan (A), de coupes transversales du fémur (B) et du tibia (C), et des extrémités des os reconstruites en 3D (D)

Adaptée de (Anderst et Tashman, 2003, p. 1294 et www.healthcare.philips.com)

Les examens par CT-scan présentent néanmoins un certain nombre d'inconvénients. Tout d'abord, les appareils ne possèdent pas une fréquence d'acquisition suffisante pour enregistrer des activités dynamiques et leur configuration horizontale empêche la mise sous charge de l'articulation du genou. Pour ces raisons, l'utilisation du CT-scan est généralement couplée à celle de la fluoroscopie pour analyser la cinématique 3D dynamique de l'articulation (Moro-oka *et al.*, 2008; Tashman et Anderst, 2003). Par ailleurs, les CT-scan sont fortement irradiants. Les hautes doses d'irradiation émises lors des examens sont en effet jugées responsables de 2% des cancers décelés aux États-Unis, et peuvent représenter jusqu'à 100 radiographies standards du thorax (Brenner et Hall, 2007; Dubousset *et al.*, 2005). L'utilisation clinique du CT-scan devrait donc se limiter aux cas où les bénéfices pour la santé du sujet se révèlent supérieurs aux risques engendrés par un tel examen.

De son côté, l'IRM offre la possibilité de reconstruire les os en 3D en combinant, après segmentation des contours osseux, les coupes successives recueillies suite à l'exposition du corps du sujet à un champ d'ondes électromagnétiques (Figure 1.6).

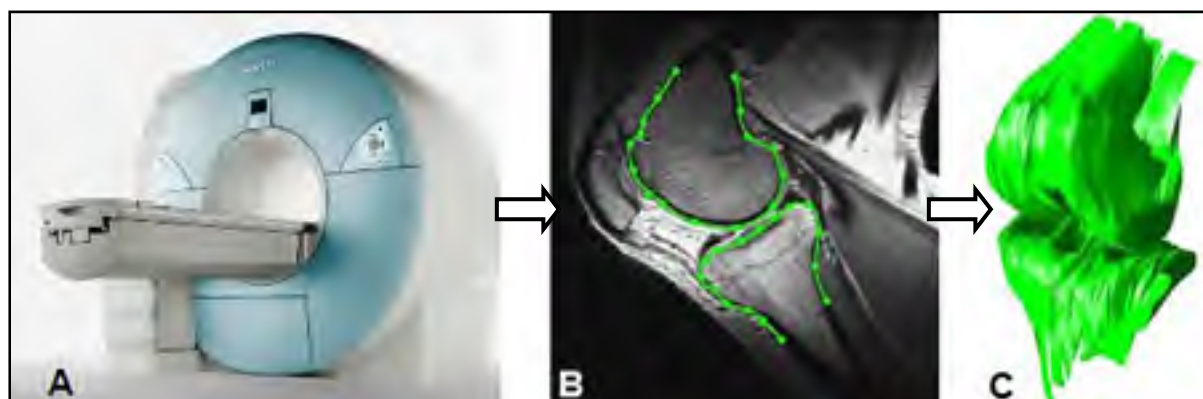


Figure 1.6 Représentation d'un IRM (A), d'une coupe sagittale du fémur et du tibia (B), et des extrémités des os reconstruites en 3D (C)
Adaptée de (Carpenter, Majumdar et Ma, 2009, p. 762 et www.siemens.com)

Les méthodes de reconstruction utilisées avec l'IRM permettent d'obtenir des modèles 3D d'une précision équivalente à celle obtenue par CT-scan, c'est-à-dire sous-millimétrique (Van den Broeck *et al.*, 2014). L'IRM offre de plus l'avantage de ne pas être irradiante et de

visualiser les tissus mous tels que le cartilage, bénéfice substantiel lors de l'analyse de pathologies telles que l'OA (DeFrate *et al.*, 2004; Li, Van de Velde et Bingham, 2008; Morooka *et al.*, 2007). Enfin, certaines IRM peuvent être utilisées pour enregistrer la cinématique 3D du genou au cours de mouvements quasi-statiques, voire dynamiques dans le cas d'IRM dynamiques.

Pour finir, la stéréoradiographie, plus récente et moins répandue que le CT-scan et l'IRM, permet de reconstruire la géométrie 3D des os à partir de deux clichés radiographiques du sujet. Disponible depuis 2003, le système de radiographie biplan basse dose d'irradiation EOS[®] (EOS imaging Inc., Paris, France) (Figure 1.7 A) autorise ce genre d'opération et présente de nombreux avantages.

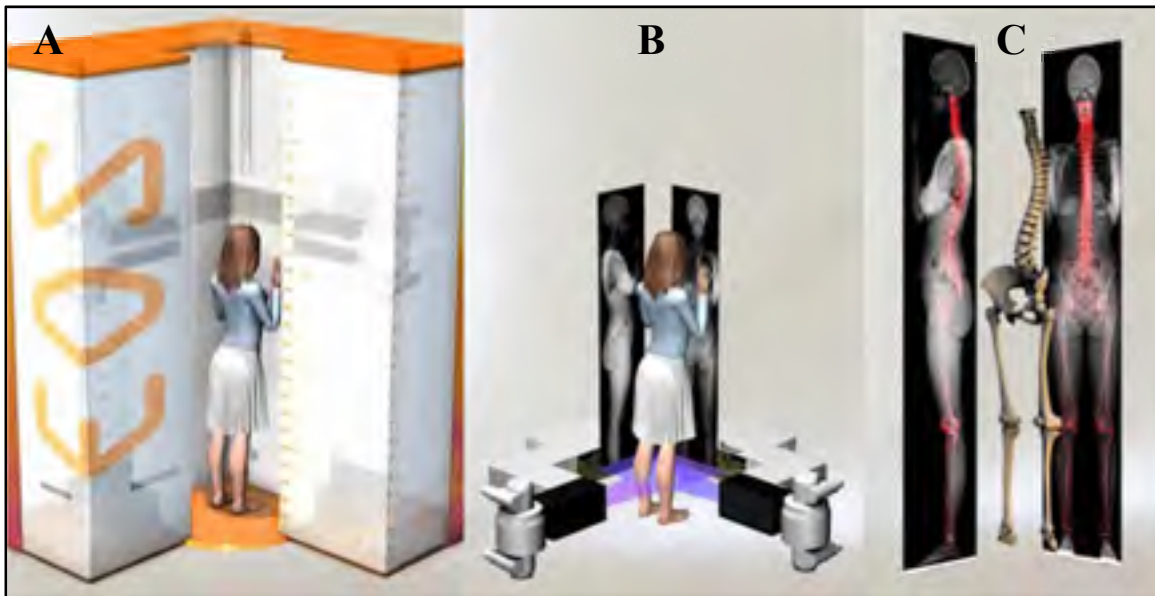


Figure 1.7 Représentation du système EOS[®] (A), des radiographies obtenues d'un sujet (B), et des reconstructions 3D des os des membres inférieurs et du rachis (C)
Adaptée de (www.eos-imaging.com, 2011)

Le système EOS[®] permet d'acquérir en une dizaine de secondes deux radiographies des membres inférieurs en position debout (Figure 1.7 B) (Dubousset *et al.*, 2005). Grâce aux nouvelles techniques de traitement d'images développées au LIO, il est possible de reconstituer la géométrie 3D des os à partir de ces deux radiographies (Figure 1.7 C). Sans entrer dans les détails, la méthode consiste à déformer un modèle générique des os du genou

jusqu'à ce qu'il épouse au mieux les contours visibles sur les deux clichés radiographiques (Chaibi *et al.*, 2012; Chav *et al.*, 2009; Cresson *et al.*, 2010; Cresson *et al.*, 2008). Le modèle 3D des os ainsi obtenu se révèle relativement précis, puisque l'erreur de reconstruction – inférieure à 2 mm – tend à se rapprocher de celle d'un CT-scan (Dubousset *et al.*, 2005). Finalement, il a été démontré qu'en plus de fournir une qualité d'image supérieure à celle d'un appareil radiographique conventionnel, le système EOS[®] est huit à dix fois moins irradiant qu'une radiographie standard du thorax, et donc 800 à 1000 fois moins irradiant qu'un CT-scan (Deschênes *et al.*, 2010; Dubousset *et al.*, 2005). Le système EOS[®] ne permet toutefois pas d'évaluer la cinématique 3D dynamique du genou, mais peut très bien être utilisé pour analyser sa pseudo-cinématique au cours de mouvements de flexion quasi-statiques (Südhoff *et al.*, 2007).

Une fois la géométrie 3D des os du genou recueillie à l'aide d'une de ces trois techniques d'imagerie médicale, il est nécessaire de la combiner aux images dérivant d'un fluoroscope ou d'une IRM dynamique pour déterminer la cinématique 3D de l'articulation au cours d'une activité dynamique.

1.2.2 La fluoroscopie monoplan

Quelle que soit la précision des reconstructions osseuses 3D, nombre d'auteurs s'accordent à dire que la fluoroscopie monoplan n'est pas appropriée pour reporter convenablement les six DDL du genou. En effet, la fluoroscopie monoplan n'offre qu'une précision limitée des mouvements perpendiculaires au plan d'acquisition (Anderst *et al.*, 2009; Li, Van de Velde et Bingham, 2008; Moro-oka *et al.*, 2007). Certaines études ont démontré que les erreurs reliées à ces mouvements atteignent 2 à 8 mm, ce qui représente plus de dix fois les erreurs associées aux mouvements parallèles au plan d'acquisition (Banks et Hodge, 1996; Moro-oka *et al.*, 2008; Tersì *et al.*, 2012; You *et al.*, 2001).

Malgré le fait que « les erreurs de rotation en dehors du plan d'acquisition d'un fluoroscope monoplan soient approximativement deux fois plus importantes que celles d'un fluoroscope

biplan, et que les déplacements en dehors du plan soient dix fois moins précis » (Tersi *et al.*, 2012, p. 7), l'étude de Tersi *et al.* (2012) montre que les erreurs cinématiques 3D dans le plan d'acquisition des systèmes monoplan et biplan sont comparables. Celles-ci s'élèvent à 0,6° et 0,6 mm pour la rotation et les déplacements du genou respectivement (Tersi *et al.*, 2012). En outre, les fluoroscopes monoplan possèdent un champ d'acquisition plus important que les fluoroscopes biplan, et permettent de réduire de moitié les coûts, le temps de segmentation des images, et les doses d'irradiation émises aux sujets (Moro-oka *et al.*, 2008; Tersi *et al.*, 2012).

La fluoroscopie monoplan demeure donc intéressante, surtout si l'on prend garde à ce que les mouvements d'intérêt se déroulent dans le plan d'acquisition (Tersi *et al.*, 2012). L'équipe de Moro-oka *et al.* (2007; 2008), et Hamai *et al.* (2013; 2009), a ainsi mis à profit cette technique d'imagerie médicale afin d'évaluer la cinématique 3D de genoux sains et de genoux OA au cours d'activités d'accroupissement sous charge de grande amplitude (Figure 1.8). Brièvement, la méthode utilisée par cette équipe consistait tout d'abord à obtenir le modèle 3D des extrémités osseuses formant l'articulation du genou à l'aide d'un CT-scan ; un modèle 3D dérivant d'IRM a également été testé dans l'étude de (Moro-oka *et al.*, 2007). Une technique de recalage 3D/2D était ensuite utilisée afin d'ajuster les contours projetés de ce modèle 3D aux contours des os préalablement segmentés sur les radiographies bidimensionnelles (2D) acquises à l'aide d'un fluoroscope monoplan (Figure 1.8) (Hamai *et al.*, 2013; Hamai *et al.*, 2009; Moro-oka *et al.*, 2007; 2008).

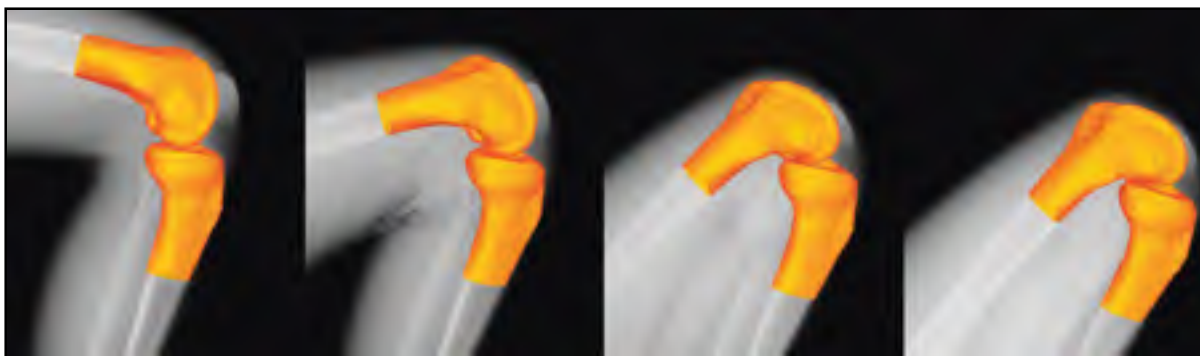


Figure 1.8 Calculs de la cinématique 3D du genou entre 85°, 110°, 140° et 150° de flexion par ajustement de modèles 3D sur des images fluoroscopiques monoplan
Tirée de (Hamai *et al.*, 2013, p. 2)

Les erreurs quadratiques moyennes standardisées (RMS) reportées par ces études s'élèvent à 0,5 mm pour les déplacements parallèles au plan d'acquisition, à 1,6 mm pour les déplacements perpendiculaires au plan d'acquisition, et à 0,5° pour les rotations dans et en dehors du plan d'acquisition (Moro-oka *et al.*, 2007). Toutefois, ces données ont été obtenues à partir d'images 2D synthétiques générées à partir de modèles 3D. Elles doivent donc être interprétées avec prudence. De plus, la fréquence d'acquisition des mouvements n'est que de trois images par secondes, ce qui ne permet que d'enregistrer des mouvements relativement lents : de l'ordre de 20°/s de flexion du genou (Moro-oka *et al.*, 2008; Mu *et al.*, 2011).

1.2.3 La fluoroscopie biplan

Combinant deux fluoroscopes monoplan, la fluoroscopie biplan permet de corriger les erreurs cinématiques 3D abordées au chapitre précédent. Cette amélioration se fait néanmoins au détriment des avantages de la fluoroscopie monoplan puisque l'utilisation d'un fluoroscope biplan double le temps de traitement des images ainsi que les doses d'irradiation reçues par les sujets, et réduit le champ d'acquisition des mouvements (Moro-oka *et al.*, 2008; Tersì *et al.*, 2012). L'équipe de Tashman et Anderst (2003) est une des premières équipes à avoir mis au point une méthode permettant de mesurer, avec une très grande précision, la cinématique 3D du genou à partir d'un fluoroscope biplan (Figure 1.9).

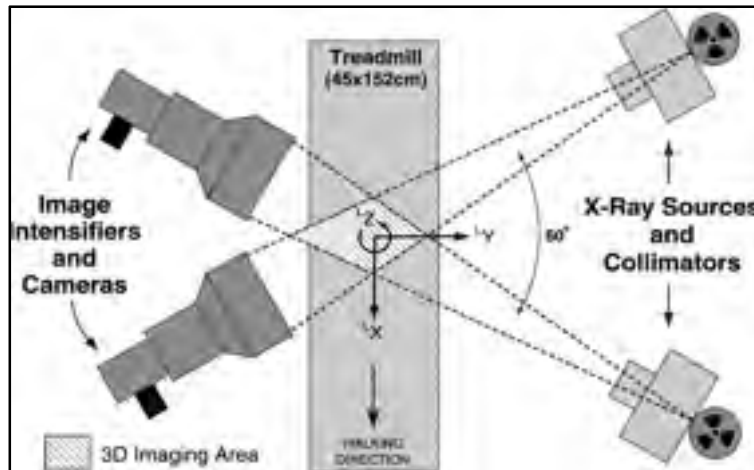


Figure 1.9 Système de fluoroscopie biplan
Tirée de Tashman et Anderst (2003, p. 239)

Appliquée dans un premier temps sur des chiens (Anderst, Les et Tashman, 2005; Tashman et Anderst, 2003; You *et al.*, 2001), cette méthode a par la suite été utilisée sur des sujets ayant subi une reconstruction du LCA (Anderst et Tashman, 2003; Anderst *et al.*, 2009). Communément appelée stéréophotogrammétrie Roentgen (RSA), cette méthode consiste tout d'abord à insérer trois marqueurs radio-opaques – caractérisés par des billes de tantale biocompatibles de 1,6 mm de diamètre – dans les extrémités du fémur et du tibia (Figure 1.10). Ces marqueurs sont ensuite suivis par un fluoroscope biplan alors que les participants marchent sur un tapis roulant à une vitesse de 1,5 m/s (5,4 km/h) (Anderst et Tashman, 2003; Tashman et Anderst, 2003; You *et al.*, 2001) ou courent à une vitesse de 2,5 m/s (9 km/h) (Anderst *et al.*, 2009). Il est ainsi possible d'obtenir les coordonnées 2D des marqueurs sur chaque paire d'images radiographiques constituant la séquence de mouvement enregistrée, puis d'en déduire leurs coordonnées 3D.

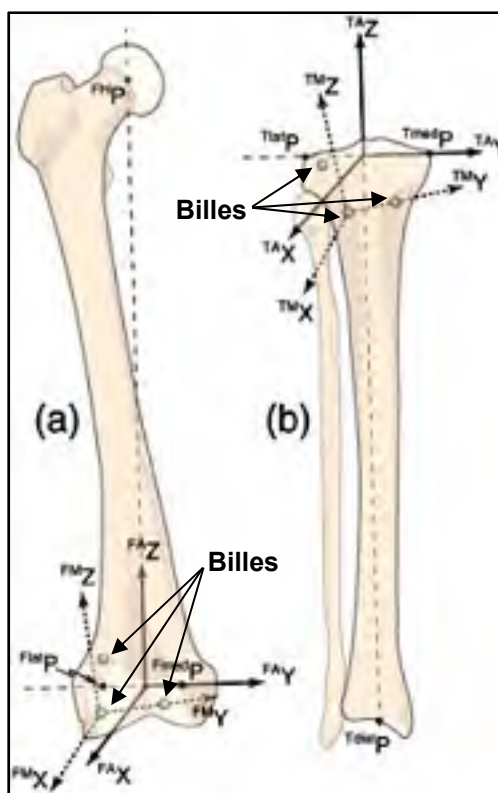


Figure 1.10 Repères anatomiques et techniques du fémur (a) et du tibia (b)
Tirée de (Tashman et Anderst, 2003, p. 240)

Suite aux essais, les os du fémur et du tibia ainsi que les marqueurs radio-opaques sont reconstruits par CT-scan. Ces modèles 3D permettent de déterminer les transformations rigides existant entre les repères techniques créés à partir des marqueurs et les repères anatomiques créés à partir des os (Figure 1.10). Il ne reste alors plus qu'à recaler, à l'aide des marqueurs, les os du fémur et du tibia dans le repère du fluoroscope biplan pour obtenir leurs déplacements au cours du temps. Les trois rotations de l'articulation du genou sont obtenues grâce au système de coordonnées défini par Grood et Suntay (1983), tandis que les trois déplacements sont déterminés en projetant le vecteur reliant les origines et insertion du LCA sur le repère anatomique du tibia.

La méthode de RSA mise en place par Tashman et Anderst (2003) a été validée en termes de précision et de reproductibilité. La précision du suivi des marqueurs, évaluée à partir d'essais

réalisés sur un fantôme muni de billes radio-opaques, s'élève à 0,02 mm. La reproductibilité de la cinématique 3D du genou, enregistrée sur les cinq chiens au cours de trois essais à la marche, s'élève à 1,7° en rotation et 0,2 mm en déplacement. Par ailleurs, Anderst *et al.* (2009) a évalué la précision et la reproductibilité d'une variante de la méthode précédemment décrite. Cette dernière consiste à projeter le contour des modèles 3D des os sur chacune des paires d'images radiographiques, puis à utiliser une technique de recalage 3D/2D permettant d'orienter ces modèles jusqu'à ce que les projections de leurs contours se superposent aux segmentations 2D des os. Cette méthode a été validée en comparant les résultats obtenus à ceux dérivant de la méthode de Tashman et Anderst (2003) basée sur l'utilisation des marqueurs radio-opaques. Évaluée chez trois sujets courant à une vitesse de 2,5 m/s, la précision et la variabilité du suivi des os sont inférieures à 1,1° et 0,7 mm (Anderst *et al.*, 2009).

1.2.4 L'IRM

Plusieurs études ont employé l'IRM afin d'analyser la cinématique 3D des articulations fémoro-tibiales et/ou fémoro-patellaire. Les différents travaux menés par Sheehan *et al.* (2009; 1999; 2007; 1997), Rebmann et Sheehan (2003) et Seisler et Sheehan (2007) ont permis d'évaluer grâce à l'IRM dynamique les corrélations existant entre les six DDL des articulations fémoro-tibiales et fémoro-patellaire, de comparer les mouvements articulaires entre hommes et femmes, ou encore de quantifier les différences cinématiques intervenant entre des sujets sains et des sujets souffrant de douleurs fémoro-patellaires.

Sans entrer dans les détails, la méthode élaborée par cette équipe nécessite tout d'abord de positionner les sujets dans l'IRM dynamique en faisant reposer leur tête, leur tronc, ainsi que leurs membres inférieurs sur un support spécialement conçu pour leurs analyses (Figure 1.11). Il est alors demandé aux sujets d'effectuer des mouvements de flexion-extension du genou, de la pleine extension jusqu'à 30° de flexion, à une fréquence de 0,6 Hz (35 cycles par minute). Une fois les sujets à l'aise avec la répétition des mouvements, les chercheurs procèdent à l'analyse dynamique du genou. Cette dernière nécessite l'enregistrement de trois

essais : un premier essai statique pour déterminer le plan d'acquisition adéquat ; un second essai dynamique permettant d'enregistrer la vitesse des os en mouvement ; et un troisième essai statique afin d'établir les repères anatomiques osseux. Des régions d'intérêt sont finalement définies sur chacun des os, puis combinées aux vitesses recueillies lors de l'essai dynamique. Il est ainsi possible, en intégrant ces vitesses, d'obtenir la position et l'orientation 3D des os du fémur, du tibia et de la rotule au cours des mouvements de flexion-extension.

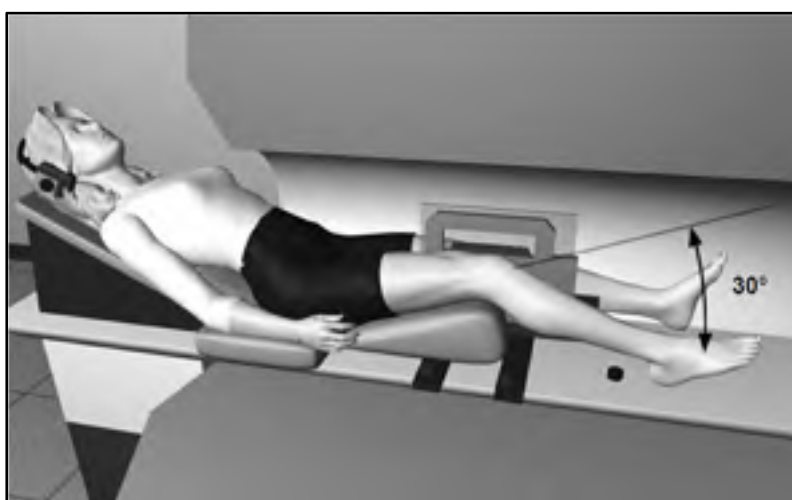


Figure 1.11 Position et mouvement des sujets dans l'IRM
Adaptée de (Rebmann et Sheehan, 2003, p. 207)

La précision de la méthode décrite ci-dessus a été évaluée par Sheehan, Zajac et Drace (1997) à partir d'essais réalisés sur un fantôme disposant d'échantillons de tissus osseux, tandis que sa reproductibilité intra-sujets a été évaluée par Sheehan (2007) et Rebmann et Sheehan (2003) sur 25 et 8 sujets sains respectivement. La précision oscille entre 0,3 mm et 0,6 mm, alors que la reproductibilité intra-sujets atteint $0,7\text{-}2^\circ$ pour les rotations fémoro-tibiales et $1,5\text{-}2,7^\circ$ pour les rotations fémoro-patellaires.

La méthode développée par cette équipe présente néanmoins quelques inconvénients. En effet, « une des principales limites de toute IRM, et en particulier des IRM dynamiques, est que les erreurs de mouvement peuvent détériorer les données à un point tel qu'elles deviennent inutilisables » (Rebmann et Sheehan, 2003). De plus, l'IRM dynamique ne

permet d'enregistrer que des mouvements relativement lents, de faible amplitude, et non chargé (Li, Van de Velde et Bingham, 2008; von Eisenhart-Rothe *et al.*, 2004; Wilson *et al.*, 2009; You *et al.*, 2001). La problématique créée par l'absence de mise en charge des membres inférieurs et par la faible amplitude des mouvements enregistrés peut être réglée en utilisant un IRM ouvert (Johal *et al.*, 2005). Cette technologie ne permet cependant de mesurer la cinématique 3D du genou qu'au cours de mouvements d'accroupissements quasi-statiques.

1.2.5 Cinématique 3D du genou en accroupissement

Outre l'utilisation de marqueurs intra-corticaux qui demeure très limitée, les méthodes détaillées plus haut sont les plus précises et les plus reproductibles pour évaluer la cinématique 3D du genou. Parmi les récentes études publiées sur le sujet, plusieurs ont analysé des activités d'accroupissement sous charge chez des sujets sains (Hamai *et al.*, 2013; Johal *et al.*, 2005; Moro-oka *et al.*, 2008; Myers *et al.*, 2012; Qi *et al.*, 2013; Tanifuji *et al.*, 2011; Torry *et al.*, 2011) et chez des sujets OA (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011).

Face à l'hétérogénéité des protocoles employés, des mouvements étudiés – accroupissement, fente, agenouillement, etc. – et des méthodes utilisées pour calculer la cinématique 3D du genou, il est difficile de comparer objectivement l'ensemble des résultats fournis par ces études. Néanmoins, il est possible d'observer des tendances communes à chacune d'entre elles. En effet, en s'attardant sur les mouvements du genou sain entre 0° et 80° de flexion⁴, on observe une rotation interne du tibia par rapport au fémur d'une amplitude oscillant entre 10° (Johal *et al.*, 2005; Myers *et al.*, 2012; Qi *et al.*, 2013) et 20° (Moro-oka *et al.*, 2008; Tanifuji *et al.*, 2011). De même, toutes les études constatent un déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur de l'ordre de 3 mm (Myers *et al.*, 2012) à 10 mm (Qi *et al.*, 2013), ou un déplacement restreint du point de contact du condyle fémoral médial sur le tibia –

⁴ Bien que certaines études analysent des mouvements du genou de très grande amplitude (au-delà de 150° de flexion) nous ne traiterons dans le cadre de cette thèse que des mouvements de 0° à 80° de flexion du genou.

1 mm à 5 mm en antérieur ou postérieur (Johal *et al.*, 2005; Moro-oka *et al.*, 2008; Tanifuji *et al.*, 2011) – et un déplacement postérieur plus important du point de contact du condyle fémoral latéral sur le tibia – 10 mm à 14 mm (Johal *et al.*, 2005; Moro-oka *et al.*, 2008; Tanifuji *et al.*, 2011) – selon les procédures d’analyse cinématique choisies. Par ailleurs, les études ayant estimé la cinématique 3D de genoux OA au cours d’activités d’accroupissement montrent une rotation interne du tibia par rapport au fémur d’une amplitude variant entre 7° et 9°, ainsi qu’un déplacement antéro-postérieur des points de contact du fémur sur le tibia relativement faible, entre 0 mm et 4 mm (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). Le peu de données publiées sur l’abduction/adduction et le déplacement médio-latéral du tibia par rapport au fémur ne permet pas de statuer sur une tendance globale de ces mouvements pour des genoux sains ou OA, si ce n’est un angle d’adduction plus important chez les sujets OA du fait de la déformation en varus de leur articulation (Yue *et al.*, 2011).

1.3 Analyse cinématique 3D du genou : la stéréophotogrammétrie

De l’avis de nombreux auteurs, la méthode la plus couramment employée pour analyser la cinématique 3D du genou est la stéréophotogrammétrie (Cappozzo *et al.*, 2005; Chiari *et al.*, 2005; Della Croce *et al.*, 2005; Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010). Cette méthode consiste à suivre à l’aide de caméras le déplacement de marqueurs collés sur la peau de la cuisse et de la jambe recouvrant respectivement les os du fémur et du tibia. Plus facile d’utilisation et moins dispendieuse que les techniques d’imagerie médicale précédentes, cette méthode non invasive se révèle néanmoins très imprécise.

La stéréophotogrammétrie est en effet soumise à un certain nombre d’erreurs qui détériorent considérablement la précision des mesures recueillies à partir des marqueurs cutanés (Akbarshahi *et al.*, 2010; Benoit *et al.*, 2006; Cappozzo *et al.*, 1996; Fuller *et al.*, 1997; Holden *et al.*, 1997; Reinschmidt *et al.*, 1997b; Sati *et al.*, 1996b; Stagni *et al.*, 2005). Ces erreurs peuvent se subdiviser en trois catégories distinctes : les erreurs imputables aux systèmes de mesure, les erreurs induites par une mauvaise localisation des repères

anatomiques, et les erreurs engendrées par les artéfacts des tissus mous (ATM) (Cappello *et al.*, 2005; Cappozzo *et al.*, 1997; Cappozzo *et al.*, 1996; Cappozzo *et al.*, 2005; Chiari *et al.*, 2005; Della Croce *et al.*, 2005; Leardini *et al.*, 2005; Lucchetti *et al.*, 1998).

Largement étudiées, les erreurs liées à l'imprécision des systèmes de mesure sont systématiques et aléatoires. Elles s'avèrent néanmoins aisément quantifiables et peuvent être compensées de manière efficace en optimisant le nombre et l'orientation des caméras, en calibrant et en contrôlant adéquatement l'environnement expérimental, et en appliquant des techniques de filtrage et de lissage sur les données cinématiques obtenues (Cappello *et al.*, 2005; Cappozzo *et al.*, 1996; Chiari *et al.*, 2005; Lucchetti *et al.*, 1998).

Les erreurs induites par une mauvaise localisation des repères anatomiques peuvent être minimisées de différentes façons : en appliquant la méthode de calibration anatomique développée par Cappozzo *et al.* (1995), en utilisant la méthode de calibration posturale et fonctionnelle mise au point par Hagemeister *et al.* (2005), ou encore en localisant directement les repères anatomiques sur les modèles 3D des os obtenus à partir de techniques d'imagerie médicale telles que le CT-scan ou l'IRM (Della Croce *et al.*, 2005).

Finalement, les erreurs causées par les ATM sont extrêmement difficiles à corriger. Correspondant au mouvement relatif des marqueurs cutanés par rapport aux os sous-jacents, les ATM résultent de la déformation et du glissement de la peau par rapport aux os, ces derniers étant eux-mêmes le fruit des contractions musculaires, des effets inertiels et de la gravité (Cappello *et al.*, 2005; Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010). La fréquence des ATM se révèle ainsi similaire à celle des os, et les erreurs qui en découlent ne peuvent donc être compensées à l'aide de techniques de filtrage et de lissage classiques (Cappello *et al.*, 2005; Cappozzo *et al.*, 1996). Les erreurs reliées aux ATM sont encore aujourd'hui considérées comme un des obstacles majeurs en analyse du mouvement humain (Alexander et Andriacchi, 2001; Cappello *et al.*, 2005; Labbe *et al.*, 2008; Lucchetti *et al.*, 1998; Sati *et al.*, 1996a).

1.3.1 Quantification des ATM

De nombreuses études se sont attelées à caractériser les ATM affectant l'analyse cinématique 3D du membre inférieur, et en particulier celle du genou. De ce fait, plutôt que de détailler une à une l'ensemble de ces études, nous avons choisi de les présenter sous forme de tableaux récapitulatifs (Tableau 1.1 et Tableau 1.2, pages 27 et 28). Ces tableaux regroupent, à notre connaissance, la majeure partie des travaux les plus pertinents menés sur le sujet.

Les études reportées dans le Tableau 1.1 et le Tableau 1.2 ont été classées en fonction des méthodes qu'elles ont employées pour quantifier les ATM et en fonction de leur année de publication. Ainsi, le Tableau 1.1 rassemble toutes les études ayant utilisé des méthodes percutanées telles que des tiges corticales, des fixateurs externes utilisés pour réduire les fractures osseuses, ou encore des systèmes spécialement conçus pour l'occasion comme le « traqueur squelettique percutané ». Le Tableau 1.2 rassemble quant à lui toutes les études ayant utilisé des méthodes d'imagerie médicale telles que la fluoroscopie, l'IRM, ou encore la RSA. Par ailleurs, il est important de noter que seules les études *in vivo* fournissant des données numériques et ayant eu pour objectif principal de caractériser l'effet 3D des ATM au niveau de la cuisse, de la jambe, ou de l'articulation du genou ont été retenues. Enfin, nous avons conservé uniquement les travaux pour lesquels un article complet était disponible. Les articles ou résumés de conférence scientifique ont ainsi été écartés.

Par ailleurs, à l'instar de l'étude de Peters *et al.* (2010), les erreurs induites par les ATM ont été séparées en deux : celles provenant de mesures directes reflétant le déplacement des marqueurs par rapport aux os sous-jacents, et celles provenant de mesures indirectes reflétant l'effet des ATM sur la cinématique 3D du fémur, du tibia et/ou du genou. En outre, les valeurs présentées dans le Tableau 1.1 et le Tableau 1.2 correspondent aux plages d'erreurs maximales reportées dans les différentes études retenues. Finalement, la dernière colonne des tableaux indique le niveau de qualité des études évaluées par la revue systématique menée par Peters *et al.* (2010). Ces scores de qualité ont été déterminés à partir d'un outil d'estimation spécialement développé par Peters *et al.* (2010) (Figure 1.12). Chacune des 19

questions pouvant être notée de 0 à 2, le score de qualité maximal atteignable par une étude s'élève à 38. Les scores de qualité du Tableau 1.1 et du Tableau 1.2 ont ainsi reportés en termes de pourcentage du score maximal atteignable.

Quality analysis form used in systematic review ^a	
Question	
1. Are the results objective, clearly stated?	
2. Is the study design clearly described?	
3. Were participant characteristics adequately described?	
4. Was sampling methodology appropriately described?	
5. Was sample size used justified?	
6. Were marker locations accurately and clearly described?	
7. Was marker attachment method clearly described?	
8. Was equipment design and set up clearly described?	
9. Were movement tasks clearly defined?	
10. Was the gold standard used appropriately justified?	
11. Were the analytical techniques clearly described?	
12. Were appropriate statistical analysis methods used?	
13. Were the main outcomes of the study clearly stated?	
14. Were direct results easily interpretable?	
15. Was the effect of direct results on output considered?	
16. Were key findings supported by the results?	
17. Were limitations of the study clearly described?	
18. Were key findings supported by other literature?	
19. Were conclusions drawn from the study clearly stated?	
^a Questions were scored as follows: 2 = Yes, 1 = limited detail, 0 = No.	

Figure 1.12 Outil d'estimation de la qualité
Tirée de (Peters *et al.*, 2010, p. 2)

Tableau 1.1 Quantification des ATM : les méthodes percutanées

Auteurs	Année	Sujets (nb)	Âge (an)	Taille (m)	Poids (kg)	IMC ⁵ (kg/m ²)	Système de mesure ⁶	Système de référence ⁷	Activités ⁸	Fréquence des mesures (Hz)	Erreurs directes (mm)		Erreurs indirectes		Qualité des études
											Rotations (°)	Déplacements (mm)			
Cappazzo	1996	7	23,3	1,67	66,5	23,8	Caméra MC	Caméra FiEx	Diverses	100	10-40	-	4-12	-	74%
Cappello	1997	1	Jeune	-	-	-	Caméra MC	Caméra FiEx	Pédaler	100	3,9-9,4	2,3-3,7	2,4-5,9	-	68%
Alexander	2001	1	46,0	1,75	84,1	27,5	Caméra MC	Caméra FiEx	Marche	120	-	-	2-7	3-7	76%
Fuller	1997	1	37,5	1,88	104,0	29,4	Caméra MC	Caméra TC	Diverses	156	20	-	-	-	68%
Reinschmidt	1997a	5	28,6	1,85	83,4	24,4	Caméra MC	Caméra TC	Marche	50	-	-	2,6-10,3	-	82%
Reinschmidt	1997b	3	25,7	1,87	85,5	24,5	Caméra MC	Caméra TC	Course	200	-	-	3,9-13,3	-	-
Houck	2004	1	35,0	1,73	80,0	26,7	Caméra SAE	Caméra TC	Marche	60	-	-	1,5-2,7	13,9-14,7	79%
Benoît	2006	8	24,50	1,79	78,0	24,3	Caméra MC	Caméra TC	Diverses	120	-	-	2,2-13,1	3,3-16,1	87%
Holden	1997	3	33,0	1,82	85,3	25,8	Caméra MC SR	Caméra TSP	Marche	200	-	-	8	10-11	87%
Manal	2000	7	25,6	-	-	-	Caméra MC SR	Caméra TSP	Marche	60	-	-	2-4	-	-
Manal	2003	7	-	1,78	75,0	23,7	Caméra MC SR	Caméra TSP	Marche	60	-	-	-	2,1-11,8	76%

⁵ IMC = Indice de masse corporelle⁶ MC = Marqueurs cutanés ; SAE = Système d'attache externe ; MC SR = Marqueurs cutanés sur support rigide⁷ FiEx = Fixateur externe ; TC = Tige corticale ; TSP = « Traqueur squelettique percutané »⁸ Divers = Marche, course, accroupissement, montée d'escalier, pédalage à vélo, flexion du genou, etc.

Tableau 1.2 Quantification des ATM : les méthodes d'imagerie médicale

Auteurs	Année	Sujets (nb)	Âge (an)	Taille (m)	Poids (kg)	IMC ⁹ (kg/m ²)	Système de mesure ¹⁰	Système de référence ¹¹	Activités ¹²	Fréquence des mesures (Hz)	Erreurs directes (mm)	Erreurs indirectes		Qualité des études
												Rotations (°)	Déplacements (mm)	
Lucchetti	1998	3	34	1,80	73,3	22,6	Caméras MC	Modèle Math.	Diverses	100	-	1,1-8,1	3,3-19,6	74%
Sati	1996b	3	-	-	-	-	FIP MC	FIP Os 2D	Flexion	30	1,2-43,8	-	-	55%
Sati	1996a	3	23,5	-	-	-	FIP SAE	FIP Os 2D	Flexion	30	0,8-3,5	1,2-7,6	2-6,1	-
Stagni	2005	2	65,5	1,60	59,0	23,0	FIP MC	FIP PTG 3D	Diverses	5 poses	2-31	8-30	-	79%
Cappello	2005	2	65,5	1,60	59,0	23,0	FIP MC	FIP PTG 3D	Diverses	5 poses	-	1-16	1-45	74%
Garling	2007	10	73,0	-	-	29,5	FIP MC SR	FIP PTG 3D	Step-up	15	-	3,6-11,8	0,8-17,4	68%
Akbarshahi	2010	4	30,0	1,78	71,0	22,4	FIP MC	FIP Os 3D	Diverses	30	-	1,8-24,3	1,2-40,4	-
Südhoff	2007	18	25,0	-	-	23,0	RX2P SAE	RX2P Os 3D	Flexion	4 poses	-	0,1-29,2	0,1-53,2	71%
Miranda	2013	10	25	1,73	73,2	-	Caméras MC SR	F2P Os 3D	Cutting motion	30	-	5,1-14,8	9,3-27,6	-
Barré	2013	19	70	1,68	80	28,4	Caméras MC	F2P PTG 3D	Marche	250	-	3,8	11,1	-
Sangoux	2006	11	33,0	-	-	-	IRM MC SR	IRM Os 3D	Extension	4 poses	1-22	10-35	0-40	76%
Tranberg	2011	9	64,2	1,71	86,4	29,6	Caméras MC	RSA	Extension	-	-	2-11	-	-

⁹ IMC = Indice de masse corporelle¹⁰ MC = Marqueurs cutanés ; FIP = Fluoroscopie monoplan ; SAE = Système d'attache externe ; MC SR = Marqueurs cutanés sur support rigide ; RX2P = Radiographie biplan ; IRM = Imagerie par résonance magnétique¹¹ PTG = Prothèse totale de genou ; F2P = Fluoroscopie biplan RSA = Stéréophotogrammétrie Roentgen¹² Divers = Marche, course, accroupissement, montée d'escalier, pédalage à vélo, flexion du genou, etc.

Un total de 23 études caractérisant l'influence des ATM sur l'analyse cinématique 3D du membre inférieur été conservé. Parmi elles, 11 ont utilisé une méthode invasive (Alexander *et al.*, 2001; Benoit *et al.*, 2006; Cappello *et al.*, 1997; Cappozzo *et al.*, 1996; Fuller *et al.*, 1997; Holden *et al.*, 1997; Houck, Yack et Cuddeford, 2004; Manal *et al.*, 2003; Manal *et al.*, 2000; Reinschmidt *et al.*, 1997a; Reinschmidt *et al.*, 1997b) et 12 ont utilisé une méthode non invasive (Akbarshahi *et al.*, 2010; Barre *et al.*, 2013; Cappello *et al.*, 2005; Garling *et al.*, 2007; Lucchetti *et al.*, 1998; Miranda *et al.*, 2013; Sangeux *et al.*, 2006; Sati *et al.*, 1996a; 1996b; Stagni *et al.*, 2005; Südhoff *et al.*, 2007; Tranberg *et al.*, 2011).

D'une manière générale, la qualité de ces études est bonne, avec un score atteignant les $74,6 \pm 0,1\%$. Tel que l'affirme Peters *et al.* (2010), ces études possèdent dans l'ensemble une « très grande qualité en termes d'objectifs de recherche, de protocole expérimental, de description de l'emplacement et de l'attache des marqueurs, de rapport des résultats principaux [...] et de conclusions » (Peters *et al.*, 2010, p. 2). La majorité d'entre elles demeure néanmoins limitée en termes de définition de la taille des échantillons et des analyses statistiques. Par ailleurs, il existe de grandes divergences au sein des valeurs reportées dans ces études. Ces divergences peuvent aisément s'expliquer par l'importante diversité des techniques employées pour caractériser les ATM. En effet, ces études diffèrent considérablement de par les méthodes employées, les mouvements enregistrés, ou encore le type et la position des marqueurs utilisés. Cette grande hétérogénéité a d'ailleurs contraint Peters *et al.* (2010) à élaborer une revue systématique plutôt qu'une méta-analyse.

Les participants des études analysées présentent les caractéristiques principales moyennes suivantes : $39,4 \pm 17,7$ ans, $1,75 \pm 0,1$ m et $77,7 \pm 11,2$ kg, ce qui donne un indice de masse corporelle (IMC) de $25,4 \pm 2,6$ kg/m². Ainsi, à l'exception des sujets de Stagni *et al.* (2005), Cappello *et al.* (2005), Garling *et al.* (2007), Tranberg *et al.* (2011) et Barre *et al.* (2013), lesquels sont âgés de plus de 64 ans et possèdent une prothèse totale de genou, la majorité de ces participants peut être considérée comme jeune et en bonne santé du point de vue de l'IMC. De plus, le nombre moyen de participants recrutés dans le cadre de ces études s'élève seulement à 6 ± 5 ; les nombres les plus élevés étant de 18 et 19 pour l'étude de Südhoff *et al.*

(2007) et de Barre *et al.* (2013) respectivement. L'homogénéité et le faible nombre de participants impliqués limitent ainsi considérablement la généralisation des résultats de ces études (Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010).

Concernant les méthodes employées pour quantifier les erreurs générées par les ATM, la moitié des études a eu recours à des méthodes percutanées. Or, les risques et l'inconfort associés à l'utilisation de marqueurs intra-corticaux empêchent l'application clinique de ces méthodes. Ceci explique le faible nombre de participants recrutés par ces études. De surcroît, l'utilisation de marqueurs intra-corticaux modifie de façon notable la démarche des participants et restreint le glissement de la peau par rapport aux os, et donc l'influence des ATM (Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010). Les méthodes percutanées s'avèrent ainsi limitées pour caractériser les ATM. Passant outre les défauts de leurs homologues, les méthodes d'imagerie médicale présentent tout de même quelques inconvénients. La plupart des études a eu recours à la fluoroscopie monoplan. Or, tel que discuté au chapitre 1.2.2 page 15, cette technique d'imagerie médicale est limitée en terme de précision 3D et de fréquence d'acquisition. Le même genre de remarques s'applique d'ailleurs à l'étude de Sangeux *et al.* (2006) : l'IRM ne permet pas d'obtenir des modèles osseux 3D précis, ni de quantifier les ATM au cours de mouvements dynamiques sous charge. Les seules études ayant permis de caractériser les ATM avec une bonne précision 3D et au cours de mouvements dynamiques sont celles de Tranberg *et al.* (2011), Miranda *et al.* (2013) et Barre *et al.* (2013).

Malgré les limites que présentent ces études, certaines conclusions concernant les ATM peuvent tout de même être tirées. Tout d'abord, l'amplitude et le patron des erreurs induites par les ATM semblent dépendre du mouvement effectué – marche, course, accroupissement, montée d'escalier, pédalage à vélo, flexion du genou, etc. – et de la position des marqueurs sur le membre inférieur. De plus, les marqueurs cutanés collés à la surface de la cuisse semblent davantage influencés par les ATM que ceux collés à la surface de la jambe. Par ailleurs, bien que l'influence des ATM soit systématique et aléatoire, elle semble relativement reproductible sur un même sujet. Les effets des ATM demeurent néanmoins variables d'un individu à l'autre. En outre, malgré le fait que les erreurs associées aux ATM

puissent dépasser 40 mm en déplacement et 20° en rotation, l'utilisation de marqueurs cutanés serait suffisante pour reporter avec une bonne précision les angles de flexion-extension du genou (Cappozzo *et al.*, 1996; Fuller *et al.*, 1997; Garling *et al.*, 2007; Holden *et al.*, 1997; Houck, Yack et Cuddeford, 2004; Leardini *et al.*, 2005; Manal *et al.*, 2003; Manal *et al.*, 2000; Peters *et al.*, 2010; Reinschmidt *et al.*, 1997a; Reinschmidt *et al.*, 1997b; Sangeux *et al.*, 2006; Sati *et al.*, 1996b; Stagni *et al.*, 2005).

Finalement, il est intéressant de noter que de récentes études ont adopté une approche qualitative afin de décrire les ATM, alors que les études présentées ci-dessus les caractérisent de manière quantitative. En décomposant les ATM, ces études ont montré qu'ils sont principalement causés par des transformations rigides plutôt que par des déformations des groupes de marqueurs cutanés par rapport aux os. Les ATM résulteraient donc davantage du glissement de la peau sur les os, plutôt que de son changement de forme au cours d'un mouvement, contrairement à ce qui a été dit plus haut (Andersen *et al.*, 2012; Barre *et al.*, 2013; Bonci *et al.*, 2014; Dumas *et al.*, 2014a; 2014b). Ces études confirment par ailleurs que les marqueurs collés à la surface de la cuisse sont plus influencés par les ATM que ceux placés sur la jambe (Barre *et al.*, 2013; Dumas *et al.*, 2014a; 2014b). Cependant, elles tendent à contredire l'aspect aléatoire des ATM, leurs approches qualitatives ayant montré certaines similitudes entre les différents sujets et les différents mouvements analysés (Barre *et al.*, 2013). Andersen *et al.* (2012) affirme d'ailleurs que leurs « données suggèrent que les ATM ne sont ni aléatoires, ni correctement approximés en utilisant une fonction sinusoïdale » (Andersen *et al.*, 2012, p. 609). L'influence des ATM ne serait donc pas aussi sujet-dépendante et tâche-dépendante que ce qu'il a été suggéré par les précédentes études, ce qui ouvre de nouvelles pistes très intéressantes pour le développement de nouvelles méthodes de compensation des ATM.

1.3.2 Les systèmes d'attaches externes

Plutôt que de suivre les mouvements de marqueurs directement collés sur la peau du membre inférieur, une des méthodes utilisées pour compenser les ATM consiste à installer ces

marqueurs sur des systèmes d'attaches externes se fixant de manière semi-rigide sur la cuisse et la jambe. Parmi les différents systèmes développés, trois ont été analysés par Südhoff *et al.* (2007) à l'aide du système EOS[®]. Les résultats de l'étude montrent que le KneeKG[™] est le plus stable des trois systèmes testés, c'est-à-dire qu'il est celui qui présente le moins de mouvements par rapport au fémur et au tibia au cours de flexions quasi-statiques enregistrées sous EOS[®]. Développé par le LIO et commercialisé par Emovi Inc. (Laval, Québec, Canada), le KneeKG[™] permet d'enregistrer de façon objective et reproductible la cinématique 3D *in vivo* de l'articulation fémoro-tibiale à la marche (Ganjikia *et al.*, 2000; Hagemeister *et al.*, 1999; Labbe *et al.*, 2008; Sati *et al.*, 1996a). Cet exosquelette a été mis au point par Sati *et al.* (1996a), puis amélioré par Ganjikia *et al.* (2000). Il se compose d'une ceinture enserrant les crêtes iliaques, d'un harnais reposant sur la partie postérieure des condyles fémoraux, et d'une plaque attachée le long de la crête tibiale antérieure (Figure 1.13).



Figure 1.13 Sujet instrumenté du KneeKG[™] constitué d'une ceinture pelvienne (A), d'un harnais fémoral (B) et d'une plaque tibiale (C)

Sati *et al.* (1996a) et Ganjikia *et al.* (2000) ont évalué la précision du KneeKG[™] en mesurant au cours d'une flexion active non chargée les mouvements relatifs du harnais par rapport au

fémur. Ces mesures ont été obtenues grâce à un fluoroscope monoplan et des billes radio-opaques collées sur le harnais et sur la cuisse de trois et cinq sujets sains respectivement. Les auteurs ont ainsi déduit que l'exosquelette réduit les erreurs dues aux ATM de 12 mm RMS à moins de 5 mm RMS, et qu'il offre une précision de 0,4-1,6° en abduction-adduction, de 1,6-2,3° en rotation interne-externe et de 2,4-4,3 mm en déplacement antéro-postérieur (Ganjikia *et al.*, 2000; Sati *et al.*, 1996a). De son côté, l'étude de Südhoff *et al.* (2007) a estimé la précision du KneeKG™ en quantifiant à l'aide d'EOS® les mouvements relatifs du harnais par rapport au fémur, ainsi que de la plaque par rapport au tibia, et ce sur six sujets sains effectuant une flexion du genou sous charge. Les résultats montrent que le harnais tourne en moyenne de 0,8° à 7,7° et se déplace de 0,9 mm à 11,9 mm par rapport au fémur lors d'un mouvement de flexion du genou compris entre 0° et 70°. Au cours de ce même mouvement, la plaque tourne en moyenne de 0,3° à 5,2° et se déplace de 1,2 mm à 6,4 mm par rapport au tibia. Ainsi, bien que le KneeKG™ soit plus stable que les autres systèmes d'attaches externes testés, et qu'il soit plus précis que des marqueurs cutanés (Ganjikia *et al.*, 2000; Sati *et al.*, 1996a), il n'est pas en mesure d'éliminer totalement les ATM puisque le harnais et la plaque tibiale bougent par rapport aux os (Südhoff *et al.*, 2007).

D'un autre côté, Hagemeister *et al.* (1999) et Labbe *et al.* (2008) ont évalué la reproductibilité des mouvements enregistrés par le KneeKG™. L'étude d'Hagemeister *et al.* (1999), menée sur 16 sujets sains effectuant des mouvements de flexion-extension non chargés, démontre que l'exosquelette fournit des résultats d'abduction-adduction et de rotation interne-externe très reproductibles ($0,86 < Ra^2 < 0,97$)¹³. L'étude de Labbe *et al.* (2008) analyse quant à elle les cycles de marche de 15 sujets sains instrumentés par un unique observateur et de 15 sujets sains instrumentés par trois observateurs différents. Les résultats prouvent que l'exosquelette offre des reproductibilités intra- et inter-observateurs très satisfaisantes ($0,88 < ICC < 0,94$)¹⁴. En outre, malgré le fait que certaines imprécisions dues aux ATM demeurent, la revue de la littérature menée par Lustig *et al.* (2012b) conclut que le

¹³ Ra^2 = Coefficient de corrélation multiple.

¹⁴ ICC = Coefficient de corrélation intra-classe.

« KneeKGTM fournit une analyse du mouvement fiable, et a le potentiel d'améliorer notre compréhension des conséquences biomécaniques d'un traumatisme ou de changements dégénératifs – tels que l'OA – sur le genou » (Lustig *et al.*, 2012b, p. 633). Finalement, il est important de garder à l'esprit que l'objectif du présent projet n'est pas de passer en revue, ni d'améliorer les systèmes d'attaches externes existants, mais bien d'associer au plus prometteur d'entre eux une méthode mathématique afin de réduire plus efficacement les ATM. Le KneeKGTM étant à notre connaissance le système d'attache externe le plus performant pour compenser les ATM lors de l'analyse cinématique 3D du genou (Lustig *et al.*, 2012b; Südhoff *et al.*, 2007), nous ne détaillerons pas davantage les autres systèmes proposés dans la littérature.

Les chapitres suivants seront ainsi dédiés à la présentation de l'ensemble des méthodes mathématiques développées au cours des 30 dernières années afin de compenser les erreurs causées par les ATM lors du calcul de la cinématique 3D du genou à partir de marqueurs cutanés ou de systèmes d'attaches externes. Parmi ces méthodes mathématiques, nous distinguons les méthodes ne nécessitant aucune connaissance *a priori* des ATM de celles requérant une définition précise de ces derniers.

1.3.3 Les méthodes mathématiques sans modèle *a priori* des ATM

1.3.3.1 La méthode d'optimisation par segment

La « *méthode d'optimisation par segment* » (MOS) a fortement gagné en popularité depuis les années 1980. Initialement proposée par Spoor et Veldpaus (1980) puis Arun (1987), cette méthode consiste à déduire le mouvement rigide d'un segment osseux en optimisant par moindres carrés les transformations géométriques du groupe de marqueurs qui y est associé. Il s'agit en d'autres termes de minimiser la fonction suivante :

$$\min_{R,T} f = \sum_{i=1}^n \|p'_i - (Rp_i + T)\|^2 \quad (1.1)$$

$$R^T R = I \quad (1.2)$$

Avec les paramètres suivants :

- n correspond au nombre de marqueurs attachés au segment osseux ;
- p_i correspond aux coordonnées 3D du marqueur i dans le repère global au temps 1 ;
- p'_i correspond aux coordonnées 3D du marqueur i dans le repère global au temps 2 ;
- R correspond à une matrice de rotation 3×3 ;
- T correspond à un vecteur de déplacement 3×1 .

L'équation (1.2) signifie que la matrice R est orthogonale, ce qui impose un mouvement de corps rigide au groupe de marqueurs. Ainsi, en déterminant R et T de sorte à minimiser entre deux images successives la fonction f , la MOS permet de compenser les erreurs reliées à la déformation du groupe de marqueurs. Malheureusement, tel que l'affirment Lucchetti *et al.* (1998) et Cappozzo *et al.* (2005), la MOS ne corrige qu'un seul des deux effets induits par les ATM. « Le problème de transformation rigide du groupe de marqueurs par rapport aux os [...] demeure [ainsi] irrésolu » (Lucchetti *et al.*, 1998, p. 978). De plus, les récentes études ayant montré que les ATM sont principalement causés par des transformations rigides plutôt que par des déformations du groupe de marqueurs cutanés par rapport aux os rendent la MOS obsolète (Andersen *et al.*, 2012; Barre *et al.*, 2013; Bonci *et al.*, 2014; Dumas *et al.*, 2014a; 2014b).

1.3.3.2 La méthode de solidification

Différents auteurs ont tenté d'améliorer la MOS. Chèze, Fregly et Dimnet (1995) ont notamment proposé la « **méthode de solidification** ». Cette dernière consiste dans un premier temps à identifier, parmi le groupe de marqueurs liés au segment osseux, les trois marqueurs définissant le triangle le moins déformé au cours du mouvement. Une fois ces trois marqueurs définis, la forme du triangle 'solide' est déterminée en éliminant de manière itérative les triangles les plus déformés, jusqu'à ne conserver plus que 75 % des images enregistrées. « La forme du triangle 'solide' est alors définie en utilisant les valeurs moyennes calculées à partir des images restantes » (Chèze, Fregly et Dimnet, 1995, p. 880).

Pour finir, le triangle ‘solide’ est ajusté sur chacune des images recueillies à l’aide d’une minimisation par moindres carrés (Équation (1.1) avec n égal à 3). La méthode de solidification a été évaluée à partir de simulations numériques. Les trajectoires de deux groupes de marqueurs associés à la cuisse et à la jambe d’un sujet ont été générées à partir de données expérimentales, supposées non bruitées, correspondant à la phase d’oscillation de la marche. Ces trajectoires ont ensuite été bruitées à l’aide d’une fonction sinusoïdale aléatoire censée représenter l’influence des ATM. L’efficacité de la méthode de solidification à retrouver les trajectoires non bruitées a ainsi été estimée puis comparée à celle de la MOS. D’après les résultats obtenus, ces deux méthodes sont très similaires. En effet, tout comme la MOS, la méthode de solidification n’est pas en mesure de réduire la transformation rigide du groupe de marqueurs par rapport aux os. Le seul avantage de cette méthode réside donc dans sa capacité à identifier les images où les groupes de marqueurs sont les plus déformés (Chèze, Fregly et Dimnet, 1995; Leardini *et al.*, 2005). De plus, les résultats fournis par Andersen *et al.* (2012), lesquels démontrent l’aspect non aléatoire et non sinusoïdal des ATM, remettent en cause les résultats de cette étude.

1.3.3.3 La méthode du groupe de marqueurs

De son côté, Andriacchi *et al.* (1998) a proposé une autre approche permettant de minimiser l’influence des ATM, à savoir la « **méthode du groupe de marqueurs** » (MGM). La MGM repose sur l’utilisation d’un grand nombre de marqueurs uniformément répartis sur le segment d’intérêt, chacun d’entre eux étant associés à une masse arbitraire modifiable d’une image à l’autre. Le centre de masse et le tenseur d’inertie du groupe de marqueurs sont calculés et utilisés pour établir le système de coordonnées du groupe. L’idée de la MGM consiste alors à ajuster d’image en image la masse de chacun des marqueurs afin de minimiser le changement des valeurs propres du tenseur d’inertie ; plus un marqueur bouge par rapport au système de coordonnées du groupe, plus la masse qui lui est associée diminue. En conservant les valeurs propres du tenseur d’inertie constantes, la MGM assure ainsi au groupe de marqueurs un comportement de corps rigide. La MGM a été évaluée à partir de simulations numériques et appliquée sur des données expérimentales à la marche provenant

de 10 sujets sains. Les résultats obtenus ont ensuite été comparées à ceux de Lafortune *et al.* (1992) qui a analysé la cinématique 3D du genou à l'aide de tiges corticales. Bien que les résultats de la MGM semblent se « comparer favorablement » à ceux de Lafortune *et al.* (1992), cette méthode n'en demeure pas moins très limitée. En effet, tout comme la MOS et la méthode de solidification, la MGM compense uniquement la déformation du groupe de marqueurs sans tenir compte de la transformation rigide de ce dernier par rapport aux os. De plus, la MGM nécessite l'utilisation d'un grand nombre de marqueurs. Le placement de ces derniers sur le sujet et l'exploitation des données expérimentales se révèlent donc très coûteux en terme de temps, rendant ainsi la MGM inadaptée en routine clinique (Andriacchi *et al.*, 1998; Leardini *et al.*, 2005).

1.3.3.4 La méthode d'optimisation multi-corps : paramétrage relatif

« La limitation commune à toutes les méthodes décrites ci-dessus [vient du fait] que chaque segment [osseux] est considéré séparément, sans qu'aucune contrainte connue ne soit imposée aux articulations » (Leardini *et al.*, 2005, p. 221). Pour cette raison, les méthodes telles que la MOS se révèlent inefficaces pour réduire les erreurs dues aux transformations rigides des marqueurs par rapport aux os, principales causes des ATM. L'utilisation de telles méthodes donne donc lieu à des calculs cinématiques 3D peu fiables se traduisant par des déplacements articulaires non physiologiques ainsi que par des interpénétrations ou des dislocations des segments osseux (Lu et O'Connor, 1999).

Lu et O'Connor (1999) ont ainsi mis au point une méthode innovante, appelée « **méthode d'optimisation globale** » ou « **méthode d'optimisation multi-corps** » (MBO), permettant de minimiser les erreurs de mesure intervenant entre deux images successives, tout en déterminant la position des segments osseux d'un modèle biomécanique représentant le système musculosquelettique. La MBO fait l'hypothèse que « la prise en compte de contraintes articulaires et la compensation globale des erreurs peuvent largement réduire les effets des ATM sur le calcul des positions du système musculosquelettique, en particulier sur

les valeurs de rotation interne-externe et d'abduction-adduction » (Lu et O'Connor, 1999, p. 130). La MBO repose sur les deux équations suivantes :

$$\min_{\phi} f = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n w_{M_i^j} \|P_{M_i^j} - P'_{M_i^j}(\phi)\|^2 = (P - P'(\phi))^T W (P - P'(\phi)) \quad (1.3)$$

$$P'(\phi) = H(\phi)P^* \quad (1.4)$$

Avec les paramètres suivants :

- m correspond au nombre de segments du modèle biomécanique ;
- n correspond au nombre de marqueurs rattachés au modèle biomécanique ;
- M_i^j correspond $j^{\text{ième}}$ marqueur du $i^{\text{ième}}$ segment ;
- P correspond aux coordonnées 3D des marqueurs exprimées dans le repère global ;
- P^* correspond aux coordonnées 3D des marqueurs exprimées dans le repère local du segment auquel ils sont rattachés ;
- ϕ correspond aux paramètres cinématiques du modèle biomécanique ;
- H correspond à la matrice homogène de transformation reliant les repères locaux au repère global en fonction des paramètres ϕ ;
- W correspond à la matrice de pondération constituée des poids w affectés aux marqueurs des segments osseux.

Le paramétrage utilisé par Lu et O'Connor (1999) est « *relatif* » : la position et l'orientation d'un segment distal sont définies par rapport à un segment proximal. Les paramètres cinématiques ϕ représentent ainsi les différents DDL des articulations du modèle biomécanique. La matrice H est par conséquent calculée à partir du produit des matrices homogènes depuis un segment distal jusqu'au segment proximal terminant la chaîne cinématique considérée dont la position et l'orientation sont connues dans le repère global. Les contraintes cinématiques imposées aux articulations par le modèle biomécanique font ainsi partie intégrante de la matrice H . D'un autre côté, la matrice de pondération W reflète le niveau de fiabilité accordé aux marqueurs. Lu et O'Connor (1999) considèrent dans leur

étude que tous les marqueurs d'un segment sont pondérés par un poids w identique. Toutefois, afin de respecter les conclusions des études ayant quantifié les ATM, lesquelles sont détaillées au chapitre 1.3.1, la pondération des marqueurs diffère d'un segment à l'autre. Le poids w affecté aux marqueurs du fémur est ainsi beaucoup plus faible que celui affecté aux marqueurs du tibia. Il est bon de noter que les poids w sont calculés à partir des erreurs résiduelles e_i obtenues après résolution des équations (1.3) et (1.4).

$$w_{M_i^j} = \frac{1}{e_i} \quad (1.5)$$

Avec les paramètres suivants :

- M_i^j correspond $j^{ième}$ marqueur du $i^{ième}$ segment ;
- w correspond au poids affecté au marqueur M_i^j ;
- e_i correspond à l'erreur résiduelle affectant le segment i .

En résumé, en ajustant ϕ de sorte à minimiser par moindre carré la différence entre les coordonnées des marqueurs suivis dans le repère global et les coordonnées des marqueurs modélisés par le modèle biomécanique – c'est-à-dire de sorte à minimiser la fonction f de l'équation (1.3) – la MBO permet de déterminer, « à chaque image du mouvement étudié, la position des segments qui suit au mieux les marqueurs cutanés tout en respectant les DDL du modèle [biomécanique] prédéfini » (Dumas, 2010, p. 56).

La MBO a été évaluée de la même façon que la méthode de solidification (Chèze, Fregly et Dimnet, 1995). Le modèle biomécanique utilisé par Lu et O'Connor (1999) était constitué de trois segments représentant le pelvis, le fémur et le tibia reliés entre eux par deux liaisons sphériques interdisant tous déplacements et modélisant la hanche et le genou. Ce modèle biomécanique a été adapté à la morphologie d'un sujet sain grâce à la méthode de calibration anatomique de Cappozzo *et al.* (1995). La cinématique 3D des différents segments du modèle a ensuite été générée à partir de données expérimentales recueillies à la marche sur le sujet, en considérant les marqueurs attachés de manière rigide aux os. Une fois ces données

de référence obtenues, les coordonnées 3D des marqueurs ont été bruitées par une fonction sinusoïdale aléatoire mimant l'influence des ATM. L'efficacité de la MBO à retrouver la cinématique 3D de référence a alors pu être appréciée et comparée à celle de la MOS. D'après les résultats, les dislocations articulaires obtenues par la MOS sont de 6,9-13,3 mm alors qu'elles sont automatiquement résolues grâce aux contraintes cinématiques imposées par la MBO. Lu et O'Connor (1999) affirment de plus que les erreurs obtenues en rotation interne-externe et en abduction-adduction sont « significativement réduites » par la MBO par rapport à la MOS.

Les résultats de cette étude sont eux aussi remis en cause par les récents travaux d'Andersen *et al.* (2012) et de Barre *et al.* (2013) qui réfutent l'aspect aléatoire ou sinusoïdal des ATM. De plus, outre la méthode de validation choisie, la MBO présente un certain nombre de limites. Premièrement, la fonction d'optimisation f est non linéaire. La matrice H correspond en effet à un produit de sinus et cosinus des paramètres cinématiques ϕ . La résolution de ce problème d'optimisation doit donc se faire par le biais de méthodes numériques itératives, telles que la méthode de Newton utilisant les séries de Taylor¹⁵, permettant d'approximer la fonction f par une fonction linéaire. Or, ce type d'approximation ajoute des erreurs supplémentaires à la MBO et influence les résultats obtenus. Deuxièmement, la cinématique 3D déduite à l'aide de la MBO est intimement dépendante des contraintes cinématiques imposées par le modèle biomécanique, comme le montrent les travaux de Duprey, Cheze et Dumas (2010) que nous détaillerons plus loin. Ainsi, une liaison sphérique étant loin de représenter la complexité de l'articulation du genou et de ses six DDL, il est aisé de penser que les résultats obtenus par la MBO ne correspondent pas aux mouvements réels de l'articulation. C'est d'ailleurs ce que tend à montrer les trois récentes études menées sur le sujet et détaillées ci-dessous.

¹⁵ La série de Taylor d'une fonction f au voisinage d'un point a est une série entière construite à partir de f et de ses dérivées successives en a :

$$f(x) = f(a) + f^{(1)}(a)(x - a) + \frac{f^{(2)}(a)}{2!}(x - a)^2 + \dots = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{f^{(n)}(a)}{n!}(x - a)^n$$

Stagni, Fantozzi et Cappello (2009) ont évalué les performances de la MBO en enregistrant simultanément la cinématique 3D du genou à l'aide de marqueurs cutanés et d'un fluoroscope monoplan sur deux sujets munis d'une prothèse totale de genou effectuant différentes activités d'accroupissement. Le modèle biomécanique utilisé était constitué de quatre segments (pelvis, fémur, tibia et pied) reliés entre eux par des liaisons sphériques modélisant les articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Les erreurs cinématiques relevées étaient de 10° en rotation et à 10-15 mm en déplacement. Ainsi, bien que la MBO permette d'obtenir des courbes cinématiques lisses et cohérentes d'un point de vue physiologique, elle s'avère incapable de calculer avec précision les mouvements de l'articulation fémoro-tibiale prothétique (Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009). L'étude d'Andersen *et al.* (2010), comparant la cinématique 3D du genou obtenue grâce à des tiges corticales à celle obtenue par le biais de la MBO sur 6 sujets sains marchant sur tapis roulant, confirme ces résultats. Le modèle biomécanique utilisé ne comprenait cependant que deux segments (fémur et tibia) reliés entre eux par une liaison sphérique autorisant trois rotations, ou une liaison pivot n'autorisant que la flexion-extension. Cette modélisation est donc limitée puisque l'étude de Duprey, Cheze et Dumas (2010) a démontré l'importance de modéliser le membre inférieur au complet : les contraintes cinématiques imposées à la cheville influencent notamment la cinématique 3D du genou obtenue par MBO. Andersen *et al.* (2010, p. 272) concluent leur étude en mentionnant que « l'inclusion de contraintes [cinématiques] au genou n'élimine ni ne réduit les erreurs des ATM, et n'améliore pas non plus la validité de la cinématique du genou dérivant des marqueurs cutanés ». Finalement, Li *et al.* (2012) ont validé la MBO en comparant la cinématique 3D du genou enregistrée à l'aide de marqueurs cutanés et de fluoroscopie biplan sur 10 sujets blessés au ligament croisé postérieur courant sur tapis roulant. Le modèle biomécanique utilisé correspondait à celui mis en place par Arnold *et al.* (2010) : l'articulation de la cheville était modélisée à l'aide d'une liaison pivot n'autorisant que la dorsiflexion et la flexion plantaire, l'articulation du genou était modélisée à l'aide d'une liaison à 1 DDL principal (flexion-extension) et 5 DDL secondaires couplés grâce aux équations de mouvements développées par Walker, Rovick et Robertson (1988), et l'articulation de la hanche était modélisée à l'aide d'une liaison sphérique. Les résultats montrent que les erreurs cinématiques atteignent 9° en rotation et 7 mm en déplacement. À

l'instar des deux études précédentes, Li *et al.* (2012) conclut que la MBO ne permet pas de compenser efficacement les ATM et que les modèles biomécaniques utilisés réduisent la variabilité inter-sujet des résultats.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à améliorer la MBO. Tel que mentionné plus haut, au lieu de modéliser le genou à l'aide de liaisons mécaniques usuelles, certains ont plutôt couplé les rotations et déplacements secondaires de l'articulation au mouvement de flexion-extension principal (Li *et al.*, 2012; Sandholm *et al.*, 2011; Zheng *et al.*, 2014). Les équations de mouvements utilisées pour coupler les 5 DDL du genou ont été définies soit à partir de l'étude *in vitro* de Walker, Rovick et Robertson (1988) réalisées sur 28 genoux cadavériques, dans le cas des études de Sandholm *et al.* (2011) et Li *et al.* (2012), soit à partir de mesures directement réalisées sur les sujets à l'aide de fluoroscopie biplan, dans le cas de l'étude de Zheng *et al.* (2014). Or, comme nous l'avons vu précédemment, l'étude de Li *et al.* (2012) a montré que l'utilisation d'équations de mouvements génériques – c'est-à-dire tirées de données *in vitro* et appliquées à tous les sujets – ne permet pas de compenser efficacement les ATM avec la MBO. De plus, les équations de mouvements personnalisées de l'étude de Zheng *et al.* (2014) ne sont pas utilisées pour raffiner la cinématique 3D du genou, déjà connue grâce à la fluoroscopie biplan, mais pour améliorer le calcul des forces et moments articulaires, ce qui sort du cadre de ce projet de doctorat.

1.3.3.5 La méthode d'optimisation multi-corps : filtre de Kalman

Cerveri, Pedotti et Ferrigno (2005) et De Groote *et al.* (2008) ont modifié la MBO en remplaçant l'optimisation par moindres carrés par une optimisation par filtre de Kalman (FK). Un aperçu expliquant le fonctionnement d'un FK est donné en ANNEXE II page 173 afin de faciliter la compréhension des propos qui suivent. Les auteurs ont modélisé le corps humain au complet en assimilant notamment les articulations du genou à des liaisons pivots (flexion-extension) (Cerveri, Pedotti et Ferrigno, 2005) ou pivots glissants (flexion-extension et déplacement antéro-postérieur) (De Groote *et al.*, 2008). Ils ont par ailleurs utilisé les mêmes équations d'état et de mesure, à savoir :

$$\begin{bmatrix} x_i(t + \Delta t) \\ x_i^{(1)}(t + \Delta t) \\ x_i^{(2)}(t + \Delta t) \\ \vdots \\ x_i^{(n)}(t + \Delta t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & \Delta t & \frac{\Delta t^2}{2!} & \dots & \frac{\Delta t^n}{n!} \\ 0 & 1 & \Delta t & \dots & \frac{\Delta t^{n-1}}{(n-1)!} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & \dots & \dots & \dots & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_i(t) \\ x_i^{(1)}(t) \\ x_i^{(2)}(t) \\ \vdots \\ x_i^{(n)}(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} v_{i,0}(t) \\ v_{i,1}(t) \\ v_{i,2}(t) \\ \vdots \\ v_{i,n}(t) \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

$$y(t) = H(x(t)) + w(t) \quad (1.7)$$

Avec les paramètres suivants :

- $x(t)$ correspond à l'état du système, c'est-à-dire les paramètres cinématiques relatifs du modèle biomécanique ;
- $x_i^{(n)}(t)$ correspond à la dérivée d'ordre n du $i^{\text{ième}}$ paramètre cinématique ;
- $y(t)$ correspond aux mesures du système, c'est-à-dire les coordonnées 3D des marqueurs cutanés exprimées dans le repère global ;
- Δt correspond à la période d'échantillonnage du mouvement ;
- $v_{i,n}(t)$ correspond au bruit de modélisation associé à la dérivée d'ordre n du $i^{\text{ième}}$ paramètre cinématique ;
- $w(t)$ correspond au bruit de mesure ;
- $H(x(t))$ correspond à la fonction reliant les paramètres cinématiques aux mesures du système.

Tout comme la fonction $H(\phi)$ de l'équation (1.4), la fonction $H(x(t))$ est calculée à partir du produit des matrices homogènes exprimant les coordonnées locales des marqueurs cutanés dans le repère global en fonction des paramètres cinématiques du modèle biomécanique. En outre, il est important de noter que l'équation d'état (1.6) se présente déjà sous une forme discrète. Le comportement dynamique du corps humain étant inconnu, la propagation temporelle des paramètres cinématiques $x(t)$ a ainsi été approximée à l'aide d'une série de Taylor ; l'ordre de la série ayant été fixé à deux par les auteurs ($n = 2$ dans l'équation (1.6)). De plus, l'équation de mesure (1.7) est non linéaire. Les auteurs ont donc été contraints d'utiliser un filtre de Kalman étendu (FKE) plutôt qu'un FK simple afin d'estimer la

cinématique 3D du modèle biomécanique. De Groote *et al.* (2008) ont par ailleurs ajouté un lissage de Kalman (LK) à la suite de son FKE afin d'améliorer la précision des estimations obtenues. Les estimations d'un FK, ou d'un FKE, sont en effet uniquement basées sur les données précédant l'instant considéré alors que les estimations d'un LK prennent en compte la totalité des données disponibles, de l'instant initial à l'instant final.

Cerveri, Pedotti et Ferrigno (2005) et De Groote *et al.* (2008) ont évalué les performances de leur méthode de la même façon que Lu et O'Connor (1999) ont évalué les performances de la MBO, c'est-à-dire en calibrant leur modèle biomécanique sur un sujet sain, en générant une cinématique 3D de référence à partir des données expérimentales recueillies sur ce sujet, et en bruitant cette cinématique à l'aide de fonctions simulant l'influence des ATM. Cerveri, Pedotti et Ferrigno (2005) ont comparé l'efficacité de leur méthode avec celle de la MOS, tandis que De Groote *et al.* (2008) ont comparé la leur avec la MBO et celle de Cerveri, Pedotti et Ferrigno (2005). D'après les résultats obtenus par ces deux études, les méthodes les plus performantes pour estimer la cinématique 3D du modèle biomécanique sont le LK, le FK, la MBO puis la MOS. Le LK réduit en effet les erreurs d'estimation de 0,1-0,9 % par rapport au FK et de 4,5-10,8 % par rapport à la MBO (De Groote *et al.*, 2008). Le FK réduit quant à lui les erreurs d'estimation d'au moins 50 % par rapport à la MOS (Cerveri, Pedotti et Ferrigno, 2005). Malgré tout, ces méthodes souffrent des mêmes limites que celles de la MBO décrites plus haut, à savoir le manque de validation, la non linéarité des équations et l'imposition de contraintes non physiologiques au niveau de l'articulation du genou. Les conclusions apportées par les études de Stagni, Fantozzi et Cappello (2009), Andersen *et al.* (2010) et Li *et al.* (2012) laissent donc supposer que la cinématique 3D estimée par ces deux études est loin de correspondre à la cinématique réelle du système musculosquelettique.

1.3.3.6 La méthode d'optimisation multi-corps : paramétrage absolu

Ces problèmes de non linéarité et de contraintes non physiologiques ont en grande partie été réglés par l'approche développée par Dumas (2010) et Duprey, Cheze et Dumas (2010). Ces auteurs proposent en effet deux améliorations n'ayant jusqu'à présent jamais été intégrées à

la MBO. La première d'entre elles consiste à utiliser un paramétrage « *absolu* » exprimant la position et l'orientation de tous les segments directement par rapport au repère global. Ce paramétrage permet d'écrire les contraintes cinématiques du modèle biomécanique sous forme linéaire ou quadratique (Dumas et Chèze, 2007). La seconde amélioration consiste quant à elle à imposer au genou des contraintes cinématiques dérivant d'un mécanisme parallèle prenant en compte les spécificités géométriques et fonctionnelles de ses structures anatomiques (Feikes, O'Connor et Zavatsky, 2003).

Les paramètres $Q_i = [u_i \ r_{P_i} \ r_{D_i} \ w_i]^T$ proposées par Dumas et Chèze (2007) consistent à définir, pour chaque segment i du modèle biomécanique, deux points (P_i et D_i) et deux vecteurs unitaires (w_i et u_i) exprimés dans le repère global, noté ICS sur la Figure 1.14 suivante.

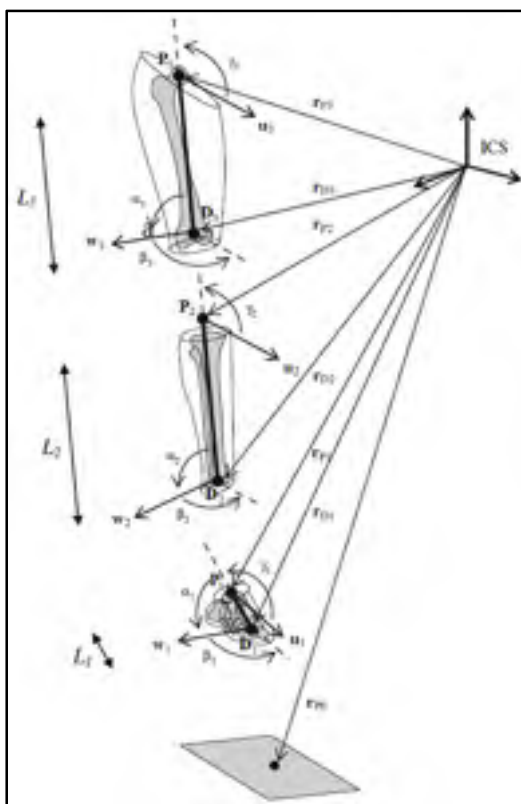


Figure 1.14 Paramètres absolus des segments du membre inférieur droit
Tirée de (Dumas et Chèze, 2007, p. 316)

Les deux points P_i et D_i correspondent aux centres articulaires proximal et distal du segment i et servent à définir son axe longitudinal $v_i = r_{P_i} - r_{D_i}$. Les deux vecteurs unitaires w_i et u_i correspondent à l'axe fonctionnel moyen de flexion-extension de l'articulation distale et à la normale au plan frontal du segment i respectivement (Figure 1.14). Ainsi, les paramètres Q_i et le repère non orthonormé (P_i, u_i, v_i, w_i) qui leur est associé incluent des informations anatomiques et fonctionnelles telles que la longueur du segment $L_i = \|r_{P_i} - r_{D_i}\|$ et l'axe moyen de flexion-extension w_i . Les paramètres Q_i permettent d'exprimer dans le repère global les coordonnées 3D $r_{M_i^j}$ d'un point j du segment i à l'aide d'une matrice d'interpolation $N_{M_i^j}$ calculée à partir des coordonnées 3D du point exprimées dans le repère non orthonormé $r_{M_i^j} = N_{M_i^j} Q_i$ (Dumas et Chèze, 2007). Elles permettent également de construire les axes orthogonaux X_i, Y_i, Z_i à l'aide d'une matrice de transformation B_i (Desroches, Cheze et Dumas, 2010) et ainsi de retrouver les trois rotations et les trois déplacements articulaires calculés en analyse cinématique 3D (Grood et Suntay, 1983; Wu *et al.*, 2002).

Le mécanisme parallèle utilisé par Dumas (2010) et Duprey, Cheze et Dumas (2010) a initialement été proposé par Wilson, Feikes et O'Connor (1998) puis amélioré par Feikes, O'Connor et Zavatsky (2003). Ce mécanisme a été construit selon « l'hypothèse que la mobilité de l'articulation du genou humain est purement contrôlée par l'arrangement géométrique de certaines structures anatomiques » (Feikes, O'Connor et Zavatsky, 2003, p. 125). Plus précisément, ce modèle 3D du genou a été conçu en supposant que les mouvements de rotation interne et de déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur intervenant lors de la flexion passive du genou sont principalement guidés par les contacts articulaires fémoro-tibiaux, les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) et le ligament collatéral médial (LCM) (Wilson, Feikes et O'Connor, 1998). Wilson, Feikes et O'Connor (1998) considèrent en effet, d'après les résultats expérimentaux de diverses études, que les LCA, LCP et LCM possèdent un faisceau demeurant isométrique tout au long de la flexion du genou. Le ligament collatéral latéral (LCL) a ainsi été écarté de sa modélisation

puisqu'il se relâche au cours de la flexion et ne peut donc contraindre le mouvement (Wilson, Feikes et O'Connor, 1998). Wilson, Feikes et O'Connor (1998) estiment qu'il existe un contact permanent entre les condyles du fémur et les plateaux du tibia, et assimilent ces structures anatomiques à des sphères et des plans (Figure 1.15). Les hypothèses formulées par Wilson, Feikes et O'Connor (1998) ont été traduites par Feikes, O'Connor et Zavatsky (2003) sous forme de cinq équations de contraintes cinématiques, s'exprimant à l'aide des paramètres Q_i de la manière suivante :

$$\phi_K^k = \begin{cases} (N_{C_3^1} Q_3 - N_{P_2^1} Q_2) \cdot N_{n_2^1} Q_2 - d_1^K = 0 \\ (N_{C_3^2} Q_3 - N_{P_2^2} Q_2) \cdot N_{n_2^2} Q_2 - d_2^K = 0 \\ (N_{O_3^1} Q_3 - N_{I_2^1} Q_2)^2 - (d_3^K)^2 = 0 \\ (N_{O_3^2} Q_3 - N_{I_2^2} Q_2)^2 - (d_4^K)^2 = 0 \\ (N_{O_3^3} Q_3 - N_{I_2^3} Q_2)^2 - (d_5^K)^2 = 0 \end{cases} \quad (1.8)$$

Avec les paramètres suivants (Figure 1.15) :

- C_3^j correspond aux centres des condyles fémoraux ;
- P_2^j correspond aux points de contact des condyles tibiaux ;
- O_3^j correspond aux origines fémorales des ligaments ;
- I_2^j correspond aux insertions tibiales des ligaments ;
- n_2^j correspond aux normales des plateaux tibiaux ;
- d_j^K correspond au rayon des condyles fémoraux et à la longueur des ligaments.

Le mécanisme parallèle proposé par Wilson, Feikes et O'Connor (1998) et Feikes, O'Connor et Zavatsky (2003) (Figure 1.15) est ainsi adapté à l'anatomie du genou et ne bloque aucun de ses mouvements. Il ne possède toutefois qu'un seul DDL, à savoir la flexion-extension, les autres mouvements étant dépendants de ce dernier.

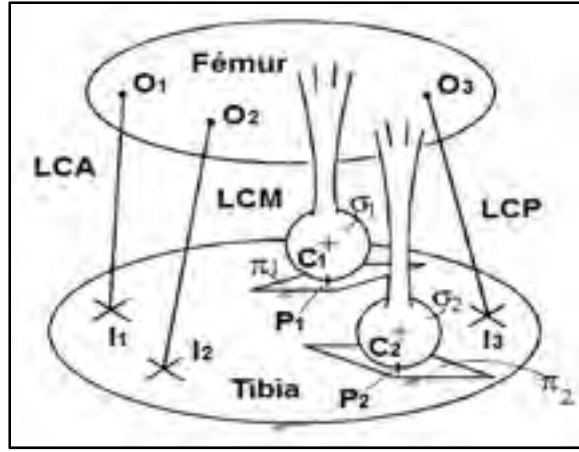


Figure 1.15 Mécanisme parallèle du genou
Adaptée de (Parenti-Castelli *et al.*, 2004, p. 225)

La MBO repose sur la résolution du même problème d'optimisation que celui défini précédemment (Lu et O'Connor, 1999). Toutefois, les paramètres Q_i étant absolus, le nombre de paramètres disponibles est plus important que le nombre de DDL des segments (12 paramètres pour 6 DDL). Il est donc nécessaire de définir des contraintes de corps rigide ϕ^r lors des calculs cinématiques. De plus, contrairement au paramétrage relatif, les paramètres Q_i ne prennent pas en compte les contraintes imposées par le modèle biomécanique. Ces dernières doivent donc être spécifiées à l'aide des équations de contraintes cinématiques ϕ^k . La MBO s'appuie ainsi sur les équations définies ci-dessous :

$$\min_Q f = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 \sum_{j=1}^n w_{M_i^j} (r_{M_i^j} - N_{M_i^j} Q_i)^2 = \frac{1}{2} (\phi^m)^T W \phi^m \quad (1.9)$$

$$\text{sujet à } \begin{cases} \phi^r = \begin{cases} \phi_1^r = 0 \\ \phi_2^r = 0 \\ \phi_3^r = 0 \\ \phi_4^r = 0 \end{cases} \\ \phi^k = \begin{cases} \phi_A^k = 0 \\ \phi_K^k = 0 \\ \phi_H^k = 0 \end{cases} \end{cases} \quad (1.10)$$

Avec les paramètres suivants :

- ϕ^m correspond aux contraintes motrices ;

- ϕ_i^r correspond aux contraintes de corps rigide imposées au pied ($i = 1$), au tibia ($i = 2$), au fémur ($i = 3$) et au pelvis ($i = 4$) ;
- ϕ_h^k correspond aux contraintes cinématiques imposées à la cheville ($h = A$), au genou ($h = K$) et à la hanche ($h = H$) ;
- W correspond à la matrice de pondération affectant un poids $w_{M_i^j} = 1$ identique à chaque marqueur cutané.

Les contraintes de corps rigide s'écrivent sous la forme suivante :

$$\phi_i^r = \begin{cases} u_i^2 - 1 = 0 \\ u_i \cdot (r_{P_i} - r_{D_i}) - L_i \cos \gamma_i = 0 \\ u_i \cdot w_i - \cos \beta_i = 0 \\ (r_{P_i} - r_{D_i})^2 - L_i^2 = 0 \\ (r_{P_i} - r_{D_i}) \cdot w_i - L_i \cos \alpha_i = 0 \\ w_i^2 - 1 = 0 \end{cases} \quad (1.11)$$

Avec les paramètres suivants :

- L_i correspond à la longueur constante du segment i ;
- α_i correspond à l'angle constant entre les vecteurs $v_i = r_{P_i} - r_{D_i}$ et w_i ;
- β_i correspond à l'angle constant entre les vecteurs u_i et w_i ;
- γ_i correspond à l'angle constant entre les vecteurs u_i et $v_i = r_{P_i} - r_{D_i}$.

Afin de résoudre ce problème d'optimisation, Dumas (2010) et son équipe ont utilisé la méthode des multiplicateurs de Lagrange qui permet de trouver les points stationnaires d'une fonction de plusieurs variables sous contraintes, telle que la fonction f définie par l'équation (1.9) précédente. Le problème s'écrit alors sous la forme suivante :

$$f^* = (\phi^m)^T W \phi^m + \lambda^k \phi^k + \lambda^r \phi^r = 0 \quad (1.12)$$

$$\Leftrightarrow F \begin{pmatrix} Q \\ \lambda \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} [K^m]^T W \phi^m + [K^k]^T \begin{pmatrix} \lambda^k \\ \lambda^r \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} \phi^k \\ \phi^r \end{pmatrix} \end{bmatrix} = 0 \quad (1.13)$$

$$\text{avec} \begin{cases} K^m = \frac{d\phi^m}{dQ} \\ K^k = \frac{d\phi^k}{dQ} \\ K^r = \frac{d\phi^r}{dQ} \end{cases} \quad (1.14)$$

Avec les paramètres suivants :

- λ correspond aux multiplicateurs de Lagrange ;
- K correspond aux matrices Jacobiennes des contraintes motrices, cinématiques et de corps rigide.

L'écriture de ces contraintes à l'aide des paramètres Q_i permet d'obtenir des matrices Jacobiennes linéaires. Finalement, en utilisant cette formulation, la minimisation de F peut être directement estimée par quelques itérations de type Newton-Raphson jusqu'à obtenir $F^T F < \varepsilon$ (avec $\varepsilon = 10^{-12}$ dans le cas présent) :

$$F \begin{pmatrix} Q + \Delta Q \\ \lambda + \Delta \lambda \end{pmatrix} = F \begin{pmatrix} Q \\ \lambda \end{pmatrix} + \left(\frac{\partial F}{\partial \begin{pmatrix} Q \\ \lambda \end{pmatrix}} \begin{pmatrix} Q \\ \lambda \end{pmatrix} \right) \begin{pmatrix} \Delta Q \\ \Delta \lambda \end{pmatrix} = 0 \quad (1.15)$$

$$\Leftrightarrow \begin{pmatrix} \Delta Q \\ \Delta \lambda \end{pmatrix} = \left(\frac{\partial F}{\partial \begin{pmatrix} Q \\ \lambda \end{pmatrix}} \begin{pmatrix} Q \\ \lambda \end{pmatrix} \right)^{-1} \begin{pmatrix} -F \begin{pmatrix} Q \\ \lambda \end{pmatrix} \end{pmatrix} \quad (1.16)$$

Duprey, Cheze et Dumas (2010) ont évalué l'efficacité de la MBO en comparant les résultats cinématiques obtenus à l'aide de modèles biomécaniques imposant différentes combinaisons de contraintes au niveau de la cheville, du genou et de la hanche : *SSS*, *USS*, *PSS*, *SHS*, *SPS*,

UHS et *PPS* (avec S = liaison sphérique ; U = liaison universelle ; P = mécanisme parallèle ; H = liaison pivot). La MBO a été appliquée sur des données expérimentales recueillies à la marche sur cinq sujets sains. Il ressort des résultats de cette étude que la cinématique 3D du genou dépend grandement des contraintes cinématiques qui lui sont appliquées et de celles appliquées à la cheville. Les résultats n'ont toutefois pas pu être directement validés puisque l'étude ne disposait pas de données de référence. Il apparaît néanmoins que les contraintes cinématiques imposées par le mécanisme parallèle sont les seules à reproduire le comportement du genou observé par des études ayant utilisé des marqueurs intra-corticaux, à savoir une rotation interne et un déplacement antérieur du tibia par rapport au fémur au cours de la flexion, ainsi qu'un mouvement d'abduction-adduction limité (Andersen *et al.*, 2010; Benoit *et al.*, 2006; Lafortune *et al.*, 1992). Cependant, la modélisation du genou à l'aide d'un mécanisme parallèle générique dérivant de mesures *in vitro* présente certaines limites. Outre son manque de validation, ce modèle réduit considérablement la variabilité inter-sujets des résultats cinématiques 3D du genou, ce qui est problématique lorsque l'on souhaite effectuer des comparaisons sujet à sujet (Duprey, Cheze et Dumas, 2010).

Dumas (2010) et son équipe ont amélioré leur MBO en proposant un nouveau mécanisme parallèle pour le genou et une nouvelle approche pour régler le problème d'optimisation (Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012). Dérivant de mesures *in vitro* (Parenti-Castelli et Sancisi, 2013), ce mécanisme est constitué de deux contacts sphère sur plan et de quatre ligaments déformables. En traitant les contraintes ligamentaires à l'aide d'une technique de pénalisation, la MBO s'écrit sous la forme suivante :

$$\min_Q f = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \phi^m \\ \phi^{k_1} \end{pmatrix}^T \begin{bmatrix} W^m & 0 \\ 0 & W^{k_1} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \phi^m \\ \phi^{k_1} \end{pmatrix} \quad (1.17)$$

$$\text{sujet à } \begin{cases} \phi^{k_2} = 0 \\ \phi^r = 0 \end{cases} \quad (1.18)$$

Avec les paramètres suivants :

- W^m correspond à la matrice de pondération associée aux contraintes motrices ϕ^m ;
- W^{k_1} correspond à la matrice de pondération associée aux contraintes ligamentaires ϕ^{k_1} .

W^m est une matrice identité puisque Gasparutto, Dumas et Jacquelin (2012) estiment que tous les marqueurs utilisés sont affectés de manière équivalente par les ATM, c'est-à-dire qu'aucun marqueur n'est considéré plus fiable qu'un autre. Les quatre coefficients diagonaux de W^{k_1} ont quant à eux été choisis en fonction de l'élongation ligamentaire maximale reportée dans la littérature (Bergamini *et al.*, 2011), les ligaments présentant l'élongation la plus faible présentaient un poids plus important. ϕ^{k_1} correspond aux contraintes des quatre ligaments du genou qui sont résolues « aussi bien que possible » dans la routine d'optimisation, et ϕ^{k_2} représente les contraintes cinématique de la cheville (liaison sphérique), les deux contacts sphère sur plan du genou, et les contraintes cinématiques de la hanche (liaison sphérique) :

$$\phi^{k_1} = \begin{cases} \left(N_3^{V_3^1} Q_3 - N_2^{V_2^1} Q_2 \right)^2 - (d^1)^2 \\ \left(N_3^{V_3^2} Q_3 - N_2^{V_2^2} Q_2 \right)^2 - (d^2)^2 \\ \left(N_3^{V_3^3} Q_3 - N_2^{V_2^3} Q_2 \right)^2 - (d^3)^2 \\ \left(N_3^{V_3^4} Q_3 - N_2^{V_2^4} Q_2 \right)^2 - (d^4)^2 \end{cases} \quad (1.19)$$

$$\phi^{k_2} = \begin{cases} r_{D_2} - r_{P_1} = 0 \\ \left(N_3^{V_3^5} Q_3 - N_2^{V_2^5} Q_2 \right) \cdot N_2^{n_2^1} Q_2 - d^5 \\ \left(N_3^{V_3^6} Q_3 - N_2^{V_2^6} Q_2 \right) \cdot N_2^{n_2^2} Q_2 - d^6 \\ r_{D_4} - r_{P_3} = 0 \end{cases} \quad (1.20)$$

Avec les paramètres suivants :

- $N_i^{V_i^j}$ correspond à la matrice d'interpolation du $j^{ième}$ marqueur virtuel appartenant au segment i (4 origines ligementaires V_3^{1-4} , 4 insertions ligementaires V_2^{1-4} , 2 centres de sphères V_3^{5-6} , 2 points de contact V_2^{5-6}) ;
- $N_i^{n_i^j}$ correspond à la matrice d'interpolation de la $j^{ième}$ normale appartenant au segment i (2 normales aux plans n_2^{1-2}) ;
- d^i correspond aux longueurs des ligaments ($i = 1-4$), et aux rayons des sphères ($i = 5-6$).

La résolution de ce problème d'optimisation a été menée à l'aide de la formulation de Lagrange et de l'algorithme de Newton-Raphson détaillé précédemment.

Les conclusions apportées par l'étude de Gasparutto, Dumas et Jacquelin (2012) sont les mêmes que celle de Duprey, Cheze et Dumas (2010). Bien qu'elle propose une modélisation du genou encore plus proche de sa physiologie, cette étude présente néanmoins les mêmes limites. En effet, les résultats manquent de validation puisqu'aucune donnée de référence n'est disponible et le mécanisme parallèle n'a pas été adapté à la géométrie des sujets, ce qui limite la variabilité inter-sujets des résultats obtenus.

1.3.4 Les méthodes mathématiques avec modèle *a priori* des ATM

1.3.4.1 La méthode de calibration dynamique

Une toute autre catégorie de méthodes mathématiques consiste à réduire l'influence des ATM en modélisant les erreurs qu'ils induisent au niveau des calculs cinématiques 3D du genou. Une des premières méthodes de ce genre à avoir vu le jour est la « **méthode de calibration dynamique** » (MCD) proposée par Lucchetti *et al.* (1998). Les hypothèses sur lesquelles cet auteur s'est basé sont les suivantes.

Lucchetti *et al.* (1998) considèrent tout d'abord que les ATM sont causés par le mouvement des repères anatomiques des os par rapport aux repères locaux des marqueurs, et non par le mouvement des repères locaux par rapport aux os. Ainsi, contrairement à l'approche classique, les vecteurs de calibration w des repères anatomiques sont ici considérés comme variables. Lucchetti *et al.* (1998) considèrent ensuite une chaîne cinématique constituée de trois segments osseux A, B, et C ; chacun d'entre eux étant définis par un repère local et des vecteurs w déterminés lors de la calibration des repères anatomiques (Figure 1.16). Finalement, l'auteur, s'appuyant sur l'étude de Cappozzo *et al.* (1996), considère que les ATM affectant les repères locaux « ont principalement pour origine les rotations des articulations adjacentes et [qu'elles] sont fortement corrélées avec elles » (Lucchetti *et al.*,

1998, p. 978). L'auteur suppose donc qu'en faisant bouger les segments B et C selon une tâche motrice appropriée tout en maintenant l'articulation BC bloquée, les ATM affecteront uniquement le repère local du segment B et seront corrélés avec les rotations de l'articulation AB. Selon cette idée, le repère local du segment C devient un point de repère privilégié permettant d'observer les repères anatomiques de B sans ATM.

Il est ainsi possible, en calculant les vecteurs position z des repères anatomiques de B par rapport au repère local de C, d'évaluer les erreurs associées aux ATM Δw ($\Delta w = w - z$) dans le repère local de B en fonction du temps (Figure 1.16). Pour finir, en effectuant une première estimation de la cinématique 3D de l'articulation AB lors de la tâche motrice appropriée, Lucchetti *et al.* (1998) déterminent les trois rotations α, β, γ . Ils établissent alors une table d'ATM donnant, à chaque instant et pour chaque repère anatomique, les vecteurs d'erreurs Δw ($\Delta w_x, \Delta w_y, \Delta w_z$) associés aux rotations α, β, γ . En définitive, une fois ces tables déterminées, il suffit, pour compenser les ATM d'une tâche motrice cible donnée, d'obtenir une première approximation des rotations α, β, γ de l'articulation AB, puis d'extraire les vecteurs d'erreurs Δw correspondant. Les ATM peuvent alors être minimisés à chaque instant en soustrayant ces vecteurs d'erreurs aux vecteurs de calibration $w_c = w - \Delta w$.

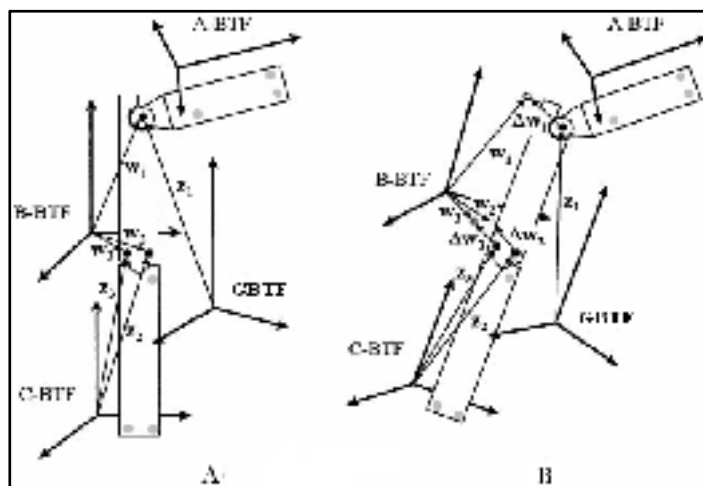


Figure 1.16 Estimation des erreurs de mouvement : chaîne cinématique en position initiale (A) et finale (B)
Adaptée de (Lucchetti *et al.*, 1998, p. 978)

La MCD de Lucchetti *et al.* (1998) a été évaluée sur trois participants munis de marqueurs cutanées, soit deux sujets sains et un sujet muni d'une prothèse de genou n'autorisant qu'un seul DDL. Pour chacun d'entre eux, les repères anatomiques ont été déterminés à partir de la calibration anatomique de Cappozzo *et al.* (1995). Les positions et orientations successives des repères locaux au cours des mouvements enregistrés ont ensuite été déterminées à l'aide de la méthode d'optimisation par segment (MOS). De la sorte, les erreurs associées à la déformation des groupes de marqueurs ont été compensées. La cinématique 3D du genou a alors été évaluée selon la méthode de Grood et Suntay (1983), puis corrigée en minimisant les erreurs liées aux transformations rigides des groupes de marqueurs par rapport aux os à l'aide de la MCD. La tâche motrice appropriée et la tâche motrice cible enregistrées sur les deux sujets sains étaient identiques, à savoir une flexion-extension de la hanche avec le genou en hyper-extension. Par ailleurs, les tâches enregistrées sur le sujet muni d'une prothèse de genou correspondaient respectivement à une flexion-extension de la hanche avec le genou en hyper-extension et à une marche à vitesse naturelle. Finalement, en considérant certains ou tous les DDL du genou comme étant fixes au cours des tâches motrices cibles enregistrées, Lucchetti *et al.* (1998) ont pu mettre en évidence l'efficacité de la MCD. Les résultats obtenus montrent que cette dernière réduit les ATM de $1\text{-}5^\circ$ à $0,5\text{-}3^\circ$ RMS en rotation et de 3-13 mm à 1-3 mm RMS en déplacement.

Bien qu'elle permette de compenser à la fois les déformations et les transformations rigides des groupes de marqueurs, la MCD proposée par Lucchetti *et al.* (1998) présente quelques inconvénients. Elle suppose notamment que les ATM enregistrés lors de la tâche motrice appropriée sont les mêmes que ceux intervenant lors de la tâche motrice cible (Alexander et Andriacchi, 2001). De plus, tel que l'affirment Cappello *et al.* (2005), la MCD est très coûteuse en termes de temps et trop contraignante pour être utilisée en routine clinique. Pour ces raisons, Cappello *et al.* (2005) ont élaboré une méthode permettant de réduire les ATM de manière plus simple et plus rapide.

1.3.4.2 La méthode de double calibration

La « *méthode de double calibration* » (MDC) de Cappello *et al.* (2005) consiste tout d'abord à calibrer les repères anatomiques par rapport aux repères locaux en fonction des deux positions extrêmes de l'activité dynamique que l'on souhaite enregistrer. En d'autres termes, il suffit, pour un mouvement d'accroupissement par exemple, de déterminer les positions et orientations des repères anatomiques par rapport aux repères locaux lorsque le sujet est en pleine extension, puis lorsqu'il est en pleine flexion. Une fois cette étape terminée, les erreurs générées par les ATM, à savoir la déformation des groupes de marqueurs et les transformations rigides de ces derniers par rapport aux os, sont compensées en optimisant par moindres carrés la géométrie des groupes de marqueurs ainsi que les positions des points anatomiques ayant servi à la définition des repères anatomiques. Les équations permettant d'effectuer ces opérations pour un groupe de marqueurs donné sont décrites en suivant :

$$P_1^C = P_1^G - \bar{p}_1^G I \quad (1.21)$$

$$\min_R f = \|P_1^C - R(P_2^G - \bar{p}_2^G I)\|^2 \quad (1.22)$$

$$P_2^C = R(P_2^G - \bar{p}_2^G I) \quad (1.23)$$

Avec les paramètres suivants :

- P_i^G correspond aux coordonnées des m marqueurs du groupe dans le repère global à la position de la calibration i ;
- \bar{p}_i^G correspond aux coordonnées du centroïde des marqueurs dans le repère global à la position de la calibration i ;
- P_i^C correspond aux coordonnées des marqueurs dans le repère local centré sur \bar{p}_i^G à la position de la calibration i .

La matrice de transformation rigide R obtenue est alors appliquée aux positions des points anatomiques :

$$A_1^C = A_1^G - \bar{p}_1^G I \quad (1.24)$$

$$A_2^G = R(A_2^G - \bar{p}_2^G I) \quad (1.25)$$

Avec les paramètres suivants :

- A_i^G correspond aux coordonnées des n points anatomiques dans le repère global à la position de calibration i ;
- A_i^G correspond aux coordonnées des points anatomiques dans le repère local centré sur \bar{p}_i^G à la position de calibration i .

En exprimant les deux configurations du groupe de marqueurs et des points anatomiques par rapport au repère local défini lors de la première calibration, les équations (1.21) à (1.25) permettent d'obtenir des informations sur la déformation et la transformation rigide du groupe de marqueurs intervenant entre les deux positions de calibration par rapport aux points anatomiques. Une fois ces informations recueillies, « la géométrie du groupe de marqueurs et la position des points anatomiques sont modélisées à chaque instant du mouvement à l'aide d'une interpolation entre les deux positions de calibration en assimilant les angles de flexion-extension à une fonction de pondération » (Cappello *et al.*, 2005, p. 994) :

$$P^C(t) = P_1^C + (P_2^C - P_1^C) \frac{f(t) - f_1}{f_2 - f_1} \quad (1.26)$$

$$A^C(t) = A_1^C + (A_2^C - A_1^C) \frac{f(t) - f_1}{f_2 - f_1} \quad (1.27)$$

Avec les paramètres suivants :

- $P^C(t)$ correspond aux coordonnées des marqueurs dans le repère local à chaque instant t du mouvement ;
- $A^C(t)$ correspond aux coordonnées des points anatomiques dans le repère local à chaque instant t du mouvement ;
- f_i correspond à l'angle de flexion du genou déterminé à la position de calibration i ;
- $f(t)$ correspond à l'angle du genou calculé à chaque instant du mouvement.

La dernière étape de la MDC consiste alors à optimiser par moindres carrés la géométrie du groupe de marqueurs et la position des points anatomiques par rapport au repère global à partir des équations suivantes :

$$\min_R f = \|P^G(t) - R(t)(P^C(t) - \bar{p}^G(t)I)\|^2 \quad (1.28)$$

$$A^G(t) = R(t)(A^C(t) - \bar{p}^G(t)I) \quad (1.29)$$

La MDC, schématisée par la Figure 1.17, permet ainsi de corriger à chaque instant t les coordonnées des points anatomiques dans le repère global et donc de calculer la cinématique 3D du genou en limitant les erreurs associées aux ATM. Cependant, Cappello *et al.* (2005) émet pour cela certaines hypothèses. En interpolant de manière linéaire les erreurs associées aux ATM, il suppose en effet que ces derniers se comportent de manière cohérente entre les deux positions extrêmes de l'activité dynamique et qu'ils dépendent de l'amplitude des angles de flexion-extension. Ces hypothèses sont renforcées par les travaux d'Andersen *et al.* (2012) qui suggèrent la linéarité des ATM. Cappello *et al.* (2005) supposent également en utilisant les équations (1.26) et (1.27) que les angles de flexion-extension sont peu influencés par les ATM, ce qui a été confirmé par la littérature scientifique (Chapitre 1.3.1 page 25) (Stagni *et al.*, 2005).

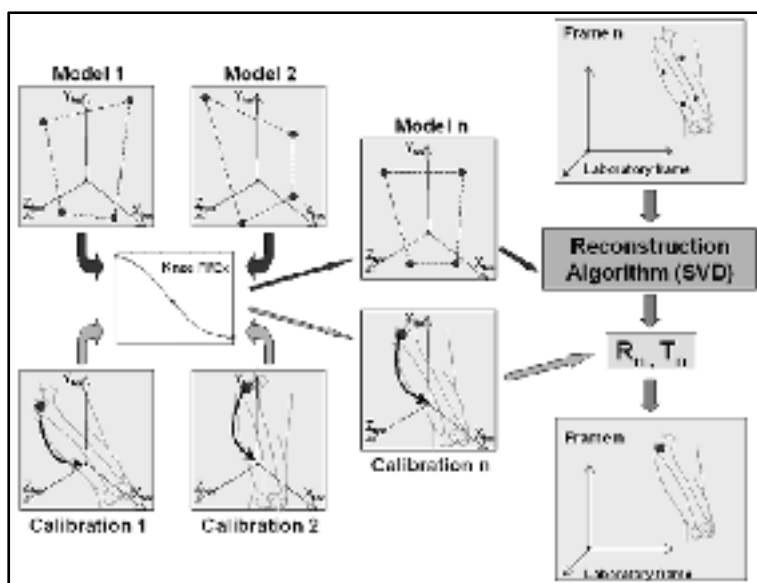


Figure 1.17 Schématisation de la méthode
de double calibration
Tirée de (Cappello *et al.*, 2005, p. 994)

Cappello *et al.* (2005) ont évalué les performances de la MDC en enregistrant simultanément la cinématique 3D du genou par stéréophotogrammétrie et par fluoroscopie monoplan. Ces enregistrements ont été faits sur deux sujets munis de prothèse totale de genou effectuant différents mouvements dynamiques : flexion-extension, accroupissement, et position debout-assis. En visualisant directement le mouvement des os à l'aide du fluoroscope, Cappello *et al.* (2005) ont ainsi été capables de quantifier et de comparer les erreurs obtenues en effectuant une simple calibration puis une double calibration. Notons que ces calibrations ont été réalisées à partir de la méthode de calibration anatomique proposée par Cappozzo *et al.* (1995) et que les calculs cinématiques 3D ont été menés selon la méthode de Grood et Suntay (1983). Il apparaît, d'après les résultats de l'étude, que les six DDL du genou issus de la MDC sont semblables à ceux mesurés par le fluoroscope. Les erreurs RMS obtenues grâce à la MDC s'élèvent en effet à 1,4-1,6° en rotation et à 2-2,8 mm en déplacement, contre 3,7-6,4° et 6,3-12,9 mm pour la simple calibration.

La MDC de Cappello *et al.* (2005) présente néanmoins une limite par rapport aux autres méthodes : elle n'est applicable que sur des mouvements en chaîne fermée et non des

mouvements en chaîne ouverte. Contrairement aux mouvements d'accroupissement, il est en effet impossible de définir et de calibrer les deux positions extrêmes de mouvements tels que la marche. La MDC s'avère néanmoins plus précise que la méthode d'optimisation multi-corps (MBO) proposée par Lu et O'Connor (1999). En effet, Stagni, Fantozzi et Cappello (2009), dont l'étude a été présentée au chapitre 1.3.3.4 précédent, ont non seulement évalué l'efficacité de la MBO de la même façon et avec les mêmes sujets que l'étude de Cappello *et al.* (2005) décrite ci-dessus, mais l'ont également comparé avec l'efficacité de la MDC. La MDC apparaît ainsi plus précise que la MBO : 1-2° en rotation contre 10°, et 1-3 mm en déplacement contre 10-15 mm pour l'articulation du genou. Stagni, Fantozzi et Cappello (2009) concluent donc que « la MDC devrait être préférée [à la MBO] pour quantifier la cinématique spécifique d'un sujet » (Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009, p. 122).

1.3.4.3 La méthode de déformation par intervalle

Une dernière méthode mathématique permettant de compenser les ATM en modélisant leur influence est la « **méthode de déformation par intervalle** » (MDI) proposée par Alexander et Andriacchi (2001). La MDI s'avère être une amélioration de la méthode du groupe de marqueurs (MGM) développée par les mêmes auteurs (Andriacchi *et al.*, 1998) et détaillée au chapitre 1.3.3.3. Brièvement, cette amélioration consiste à ajouter aux résultats de la MGM des équations modélisant la transformation rigide du groupe de marqueurs par rapport aux os, laquelle est causée par les ATM. Alexander et Andriacchi (2001) ont évalué les performances de la MDI à partir de simulations numériques utilisant des fonctions sinusoïdales pour décrire l'influence des ATM – méthode dont nous avons déjà mentionné l'obsolescence – et à partir d'un sujet muni de marqueurs intra-corticaux. Il apparaît, d'après leurs résultats, que la MDI réduit les erreurs des ATM de 25-33 % par rapport à la méthode d'optimisation par segment (MOS). Toutefois, tel que l'affirment Stagni *et al.* (2003) et Leardini *et al.* (2005), les simulations utilisées par Alexander et Andriacchi (2001) sont biaisées puisque les déformations qu'elles génèrent au niveau de la cinématique 3D de référence ont la même forme que les fonctions utilisées pour les compenser. De plus, le système de fixateur externe porté par le sujet limite le déplacement des tissus mous par rapport aux os sous-jacents.

L'influence des ATM est donc limitée, ce qui a eu pour effet de surestimer les performances de la MDI. Pour ces raisons, Stagni *et al.* (2003) ont évalué la MDI sur les mêmes sujets et de la même façon qu'ils ont évalué la MDC et la MBO (Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009). Les résultats de leur étude montrent que la MDI est « extrêmement dépendante de la forme du modèle utilisé pour approximer les ATM [...] [et qu'elle] ne fournit pas une amélioration significative en termes de précision d'estimation de la position des os, particulièrement pour ce qui est des déplacements » (Stagni *et al.*, 2003, p. 300).

Afin de clore ce chapitre, il est bon de noter que de nombreuses équipes explorent actuellement de nouvelles pistes pour modéliser les ATM (Andersen *et al.*, 2012; Barre *et al.*, 2013; Bonci *et al.*, 2014; Dumas *et al.*, 2014a; 2014b). Toutefois, bien que ces travaux soient très prometteurs, aucune nouvelle méthode de compensation des ATM n'a encore été proposée. Par ailleurs, ces modèles nécessitent des données cinématiques très précises, acquises soit à l'aide de marqueurs intra-corticaux, soit grâce à la fluoroscopie biplan (Andersen *et al.*, 2012; Barre *et al.*, 2013; Bonci *et al.*, 2014; Dumas *et al.*, 2014a; 2014b). L'élaboration de ces modèles est donc pour l'instant limitée au domaine de la recherche expérimentale et difficilement applicable en routine clinique.

1.4 Synthèse et limites des méthodes d'analyse cinématique 3D du genou

Afin de clore cette revue de la littérature, nous proposons une synthèse des différentes méthodes permettant de quantifier la cinématique 3D du genou. Comme nous avons pu le constater, une multitude de méthodes ayant pour objectif de visualiser directement le mouvement des os de l'articulation, ou de compenser les ATM résultant de l'utilisation de marqueurs cutanés, a été développée au cours des 20 dernières années. Pourtant, la définition du mouvement naturel de l'articulation fémoro-tibiale demeure controversée (Ramsey et Wretenberg, 1999; Rebmann et Sheehan, 2003). En d'autres termes, « il n'existe toujours pas de définition claire et complète de la cinématique 3D du genou sain » (Lavoie, 2006, p. 2), et encore moins du genou OA.

Cette controverse s'explique en premier lieu par la grande diversité des méthodes utilisées pour analyser la cinématique 3D de l'articulation. En effet, les méthodes employées pour mesurer le mouvement des os, le geste effectué au cours de ces mesures, ou encore les méthodes de calculs cinématiques utilisées divergent grandement d'une étude à l'autre. Cette hétérogénéité rend ainsi la comparaison des résultats de ces études très difficile, voire impossible, ce qui explique en partie le manque de consensus sur le sujet (Lavoie, 2006; Moro-oka *et al.*, 2008; Ramsey et Wretenberg, 1999; Rebmann et Sheehan, 2003). Cette controverse s'explique également par l'absence de « Gold Standard » en analyse du mouvement humain. Aucune des méthodes utilisées pour mesurer la cinématique 3D du genou n'est acceptée de façon unanime par la communauté scientifique, puisqu'aucune d'entre elles ne semble idéale du point de vue de son applicabilité en routine clinique, ou du point de vue de son efficacité à réduire l'influence des ATM (Lavoie, 2006; Leardini *et al.*, 2005; Li, Van de Velde et Bingham, 2008; Martelli et Pinskerova, 2002; Peters *et al.*, 2010).

En effet, bien que les techniques d'imagerie médicale détaillées au chapitre 1.2 permettent de s'affranchir des ATM en visualisant directement le mouvement des os du genou au travers de la peau, elles présentent un certain nombre d'inconvénients. La fluoroscopie monoplan possède une précision limitée pour les mouvements perpendiculaires au plan d'acquisition et sa faible fréquence d'acquisition ne permet d'enregistrer que des mouvements quasi-statiques ou très lents (Hamai *et al.*, 2013; Moro-oka *et al.*, 2008; Tersi *et al.*, 2012). Inversement, la fluoroscopie biplan permet d'obtenir une cinématique 3D du genou très précise au cours de mouvements dynamiques, mais présente le désavantage d'être deux fois plus irradiante et de limiter l'amplitude des mouvements suivis en raison de son champ de vision restreint (Anderst *et al.*, 2009; Moro-oka *et al.*, 2008; Tashman et Anderst, 2003; Tersi *et al.*, 2012). L'IRM dynamique manque quant à elle de précision et se révèle incapable d'enregistrer la cinématique 3D du genou au cours d'activités dynamiques sous charge de grande amplitude (Li, Van de Velde et Bingham, 2008; Moro-oka *et al.*, 2007). L'analyse de mouvements de grande amplitude sous charge complète peut se faire grâce aux IRM ouverts, mais leur utilisation demeure limitée et seuls des mouvements d'accroupissement quasi-statiques peuvent être enregistrés (Johal *et al.*, 2005).

En outre, toutes ces techniques d'imagerie médicales nécessitent l'acquisition de la géométrie 3D des os du genou. Or, bien que les CT-scan et l'IRM permettent d'obtenir des modèles 3D très précis, ces deux techniques d'imagerie se révèlent néanmoins extrêmement onéreuses, les dépenses liées à ce type d'examens représentant plus de 100 milliards de dollars par an aux États-Unis (Hunter, 2009). De plus, l'accessibilité des appareils demeure très limitée puisqu'ils sont généralement réservés aux examens cliniques, soit 95 millions de scans par an aux États-Unis (Hunter, 2009). D'un autre côté, le système de stéréoradiographie EOS[®] permet d'obtenir la géométrie 3D des os du genou avec une précision se rapprochant de celle d'un CT-scan, tout en se révélant 800 à 1000 fois moins irradiant (Deschênes *et al.*, 2010; Dubousset *et al.*, 2005). Ce système demeure donc très intéressant, mais est encore peu répandu du fait de sa récente mise sur le marché. La combinaison de modèles 3D issues du système EOS[®] avec une des techniques d'imagerie médicale décrites ci-dessus dans le but d'enregistrer la cinématique 3D du genou au cours d'activités dynamiques n'a d'ailleurs jamais été réalisée à notre connaissance.

D'un autre côté, les différentes méthodes détaillées au chapitre 1.3 présentent elles aussi plusieurs inconvénients. Basée sur le suivi de marqueurs cutanés, la stéréophotogrammétrie est en effet non invasive, simple d'utilisation mais beaucoup trop imprécise pour reporter convenablement la cinématique 3D du genou (Cappello *et al.*, 2005; Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010). À l'inverse, l'utilisation de marqueurs intra-corticaux permet de quantifier avec précision la cinématique 3D de l'articulation mais est beaucoup trop invasive pour être utilisée en routine clinique (Benoit *et al.*, 2006; Cappozzo *et al.*, 1996; Manal *et al.*, 2003). Les systèmes d'attaches externes non invasifs tels que le KneeKG[™] s'avèrent intéressant puisqu'ils réduisent les ATM, mais ils ne permettent pas de les éliminer totalement (Südhoff *et al.*, 2007). Finalement, la grande majorité des méthodes mathématiques développées pour compenser les ATM ont un point en commun, à savoir leur manque de validation.

Les performances de la plupart des méthodes mathématiques n'ont effectivement été évaluées qu'à partir de simulations numériques modélisant l'influence des ATM par de simples fonctions sinusoïdales – méthode remise en cause par de récentes études (Andersen *et al.*, 2012; Barre *et al.*, 2013; Bonci *et al.*, 2014; Dumas *et al.*, 2014a; 2014b) – ou à partir de simples comparaisons avec les résultats cinématiques 3D obtenus par des études menées à l'aide de marqueurs intra-corticaux (Benoit *et al.*, 2006; Reinschmidt *et al.*, 1997a; Reinschmidt *et al.*, 1997b). C'est le cas de la méthode d'optimisation par segment (MOS) (Arun, Huang et Blostein, 1987; Spoor et Veldpaus, 1980), de la méthode de solidification (Chèze, Fregly et Dimnet, 1995), de la méthode du groupe de marqueurs (MGM) (Andriacchi *et al.*, 1998), de la méthode d'optimisation multi-corps (MBO) (Cerveri, Pedotti et Ferrigno, 2005; De Groote *et al.*, 2008; Dumas, 2010; Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012; Lu et O'Connor, 1999), et de la méthode de déformation par intervalle (MDI) (Alexander et Andriacchi, 2001).

Seules les études de Cappello *et al.* (2005), Stagni *et al.* (2003) et Stagni, Fantozzi et Cappello (2009) ont comparé la cinématique 3D du genou obtenue à partir de la méthode de double calibration (MDC), de la MDI et de la MBO à celle obtenue à l'aide d'un fluoroscope monoplan. Ces méthodes n'ont toutefois été testées que sur deux sujets âgés munis d'une prothèse totale de genou. De même, Alexander et Andriacchi (2001) et Andersen *et al.* (2010) ont évalué la MDI et la MBO sur un et six sujets munis de marqueurs intra-corticaux, connus pour limiter les ATM et influencer la démarche des sujets. Seule reste l'étude de Lucchetti *et al.* (1998) dans laquelle les auteurs ont évalué la méthode de calibration dynamique (MCD) sur trois sujets en faisant certaines hypothèses quant aux résultats cinématiques 3D qu'ils étaient censés obtenir. Aucune des méthodes présentées aux chapitres 1.3.3 et 1.3.4 n'a donc été validée de façon rigoureuse sur un nombre important de sujets sains et/ou pathologiques.

En plus de leur manque de validation, plusieurs études ont montré que la MOS, la méthode de solidification, la MGM, la MBO et la MDI ne permettent pas de compenser efficacement les ATM (Andersen *et al.*, 2010; Andersen *et al.*, 2012; Li *et al.*, 2012; Stagni *et al.*, 2003;

Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009). Certaines méthodes telles que la MCD et la MDC demeurent néanmoins intéressantes du point de vue de leur capacité à compenser les ATM. Ces deux méthodes nécessitent cependant des étapes de calibration supplémentaires et s'avèrent donc trop contraignantes pour être utilisées en routine clinique. Finalement, les modèles développés par Duprey, Cheze et Dumas (2010) et Gasparutto, Dumas et Jacquelin (2012) pour la MBO sont également dignes d'intérêt. En effet, les mécanismes parallèles offrent la possibilité de s'adapter à la géométrie et à la physiologie de chaque sujet, ce qui permettrait de personnaliser les contraintes cinématiques imposées par le modèle biomécanique de la MBO, et ainsi de compenser plus efficacement les ATM. Cette approche n'a cependant jamais été validée.

Le CHAPITRE 2 suivant met à profit les conclusions tirées de la revue de la littérature afin de définir les objectifs principaux et spécifiques de ce projet de doctorat, ainsi que l'approche méthodologique générale choisie.

CHAPITRE 2

HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODES

2.1 Hypothèses et objectif principal

Il apparaît à la lecture de la revue de la littérature qu'aucune méthode actuelle n'est adaptée à une analyse clinique de routine visant à quantifier la cinématique 3D du genou au cours d'une activité dynamique sous charge. Chacune de ces méthodes se révèle effectivement trop invasive, trop irradiante, trop imprécise, ou tout simplement trop complexe pour être applicable en routine clinique et faire l'unanimité au sein de la communauté scientifique. Certains outils demeurent néanmoins intéressants, comme le KneeKGTM, la méthode d'optimisation multi-corps (MBO) et le système EOS[®].

Par ailleurs, la revue de la littérature révèle également un manque de données quantitatives précises concernant la cinématique 3D de genoux OA, en particulier au cours d'activités dynamiques sous charge de grande amplitude tels que les accroupissements. Les accroupissements constituent pourtant une des activités les plus étudiées en orthopédie pour évaluer la fonction du genou, puisqu'il s'agit d'un des mouvements les plus difficiles à réaliser pour les sujets OA, avant ou après avoir subi une chirurgie de remplacement total du genou. Ce manque d'information s'explique principalement par l'absence de consensus sur les méthodes d'analyse du mouvement humain.

Le contexte dans lequel ce projet s'inscrit est le suivant. Nous pensons tout d'abord que la cinématique 3D du genou est une des principales actrices de la pathogénèse de l'OA. De plus, nous pensons qu'une méthode capable de quantifier en routine clinique la cinématique 3D du genou en accroupissement permettrait d'améliorer considérablement notre compréhension de l'impact biomécanique de l'OA sur l'articulation. Il serait ainsi possible d'apporter certains éléments de réponses à des questions demeurant en suspens, comme par exemple : pourquoi deux sujets souffrant d'un même degré d'OA éprouvent parfois des

niveaux de douleurs totalement différents ? Finalement, nous pensons que cette méthode d'analyse du mouvement permettrait ultimement de développer un nouvel outil d'évaluation du genou capable de fusionner la géométrie 3D et la cinématique 3D de l'articulation, et de calculer ses surfaces de contact. Cet outil d'évaluation offrirait aux professionnels de la santé la possibilité de visualiser en temps réel le mouvement des os des sujets en 3D, et ainsi de personnaliser leur traitement et de suivre de manière quantitative et précise l'évolution de l'état fonctionnel de leur articulation. Cet outil permettrait également aux professionnels de la santé de quantifier les surfaces de contact articulaires du genou en fusionnant la géométrie et la cinématique 3D de l'articulation au cours d'accroupissements dynamiques.

L'objectif principal du présent projet de doctorat consiste donc à améliorer l'évaluation fonctionnelle du genou sain et OA en proposant une méthode innovante capable de quantifier la cinématique 3D du genou au cours d'accroupissements dynamiques. Afin d'être applicable en routine clinique, cette méthode devra être à la fois précise, non invasive, peu irradiante et simple d'utilisation.

2.2 Approche méthodologique proposée

Afin de mener à bien ce projet tout en respectant les contraintes imposées par notre objectif principal, nous mettrons à profit une partie des outils développés au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), à savoir le KneeKG™ et le système EOS®, ainsi que l'approche et la modélisation multi-corps proposées par les récentes études concernant la MBO qui se sont démarqués lors de la revue de la littérature (Dumas, 2010; Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012).

Le KneeKG™ et la MBO sont en effet très simples d'utilisation et parfaitement non invasifs. Ces deux outils ne nécessitent qu'une seule étape de calibration et peuvent être utilisés pour une grande variété de mouvements dynamiques. Seules les activités de course et de très grande flexion, c'est-à-dire supérieure à 90° de flexion, sont à éviter sous peine de voir le harnais du KneeKG™ se détacher de la cuisse. En outre, les mesures offertes par cet outil

s'avèrent reproductibles ($0,88 < ICC < 0,94$) et plus précises que de simples marqueurs cutanés puisqu'une partie des ATM est compensée. Toutefois, l'intégralité des ATM n'étant pas éliminée, certaines erreurs subsistent : jusqu'à $7,7^\circ$ et 11,9 mm pour certaines études. Pour cette raison, nous proposons de raffiner les mesures du KneeKG™ à l'aide d'une méthode mathématique, la MBO, ce qui n'a jamais été réalisé jusqu'à présent.

La précision des mesures enregistrées au cours d'accroupissements dynamiques par le KneeKG™ et raffinées par la MBO sera évaluée à l'aide du système EOS® qui servira de référence « Gold Standard » dans ce projet. Le système EOS® permet d'obtenir des modèles 3D relativement précis (< 2 mm) des os du genou, et de placer l'articulation sous charge puisque le sujet est en position debout. De plus, ce système utilise des doses de radiation 800 à 1000 fois moins importantes que celles émises par un CT-scan, et près de 8 à 10 fois moins importantes que celles émises par une radiographie conventionnelle. Ce système permettra ainsi de mesurer de manière précise et très peu irradiante la cinématique 3D du genou au cours d'un accroupissement quasi-statique. Par ailleurs, les modèles 3D des os du genou reconstruits à partir des paires de radiographies biplan d'Eos® permettront de personnaliser les modèles du genou utilisés par la MBO. Les derniers travaux concernant la MBO soutiennent en effet que la personnalisation des modèles biomécaniques, et en particulier des mécanismes parallèles, permettrait d'améliorer les performances de la MBO à compenser les ATM. Cette approche de personnalisation n'a jamais été proposée dans la littérature.

La combinaison de ces trois outils – KneeKG™, MBO, et EOS® – devraient ainsi nous permettre d'obtenir une méthode quantifiant de manière simple, non invasive, peu irradiante, et précise, la cinématique 3D du genou au cours d'accroupissements dynamiques. Le niveau de précision attendue devrait être inférieur à 5° et 5 mm en rotation et déplacement du genou, et idéalement inférieur à 2° et 2 mm. Il est néanmoins important de garder à l'esprit que l'objectif principal de cette thèse était de concevoir et de développer une méthode de mesure de la cinématique 3D du genou. Les approches de validation choisies dans le cadre de cette démarche avaient donc uniquement pour but de vérifier l'intérêt et les limites de cette méthode, en générant notamment des informations en termes de précision et de variabilité

des mesures cinématiques. Des statistiques poussées réalisées sur un nombre de sujets élevées seront menées dans de futures études si la méthode développée se révèle digne d'intérêt.

2.3 Hypothèses et objectifs spécifiques

Il est possible, à partir des choix méthodologiques détaillés précédemment, de définir les hypothèses spécifiques suivantes :

- Nous supposons que les accroupissements dynamiques et quasi-statiques des sujets sains et OA sont comparables ;
- Nous supposons qu'aucun des modèles biomécaniques du membre inférieur utilisés en MBO n'est efficace pour compenser les ATM influençant les données enregistrées à l'aide du KneeKG™ ;
- Nous supposons que la personnalisation des contraintes cinématiques imposées par les modèles biomécaniques utilisés avec la MBO permettra d'améliorer la précision des mesures cinématiques 3D enregistrées à l'aide du KneeKG™ sur des sujets sains et OA ;

Ces hypothèses spécifiques ont ainsi donné lieu aux objectifs spécifiques de ce projet de doctorat, à savoir :

- Quantifier les mouvements du KneeKG™ par rapport aux os du fémur et du tibia au cours d'un accroupissement sous charge réalisé par des sujets sains et OA, et évaluer l'influence de ces ATM sur la cinématique 3D du genou ;
- Comparer la biomécanique globale des membres inférieurs au cours d'accroupissements dynamiques et quasi-statiques réalisés par des sujets sains et OA à l'aide de mesures cinématiques 3D, cinétiques 3D et électromyographiques ;
- Évaluer la cinématique 3D du genou de sujets OA au cours d'accroupissements sous charge ;
- Évaluer les performances de huit combinaisons de modèles articulaires utilisées par la MBO pour compenser les ATM intervenant au cours d'accroupissements dynamiques ;

- Évaluer les performances de modèles personnalisés du genou pour compenser les ATM intervenant lors d'accroupissements dynamiques sur des sujets sains et OA.

Bien que cela ne constitue pas directement un objectif spécifique, nous évaluerons la faisabilité d'une des retombées possibles de ce projet de doctorat, à savoir la fusion de la cinématique 3D et de la géométrie 3D du genou ainsi que le calcul de ses surfaces de contact articulaires.

Les travaux réalisés pour répondre au 1^{er} objectif spécifique sont décrits au CHAPITRE 3. Ce dernier détaille les ATM influençant les mesures du KneeKG™ au cours d'accroupissements sous charge réalisés par des sujets sains et OA, et fera prochainement l'objet d'une soumission pour publication dans une revue scientifique. Les travaux reportés au CHAPITRE 4 permettent de répondre au 2^{ième} objectif spécifique et ont fait l'objet d'une publication d'un article scientifique dans la revue Gait & Posture. Les travaux menés pour réaliser les 3^{ième} et 4^{ième} objectifs spécifiques ont été soumis sous la forme d'un article scientifique à la revue Gait & Posture et sont détaillés au CHAPITRE 5. Les travaux ayant permis d'atteindre le 5^{ième} objectif spécifique ont fait l'objet d'une soumission d'article scientifique à la revue Journal of Biomechanics et sont décrits au CHAPITRE 6. Enfin, le CHAPITRE 7 présente les résultats préliminaires concernant une des retombées du projet, c'est-à-dire la fusion de la géométrie 3D et de la cinématique 3D du genou et le calcul de ses surfaces de contact articulaires.

CHAPITRE 3

ARTICLE RÉDIGÉ : QUANTIFICATION DES ATM AU COURS D'ACCROUPEMENTS SOUS CHARGE ENREGISTRÉS PAR LE KNEEKG™

3.1 Mise en contexte

Une de nos principales hypothèses suppose que la méthode développée dans le cadre de ce projet permettra d'améliorer la précision des mesures cinématiques 3D enregistrées à l'aide du KneeKG™ au cours d'accroupissements sous charge réalisés par des sujets sains et OA. Cette hypothèse soutient donc que les mesures du KneeKG™ présentent des erreurs. En effet, bien que le KneeKG™ ait été conçu dans le but de compenser les ATM, il ne permet pas de les éliminer totalement (Ganjikia *et al.*, 2000; Sati *et al.*, 1996a; Südhoff *et al.*, 2007). Ces ATM peuvent atteindre 7,7° et 11,9 mm en termes de rotations et de déplacements du harnais par rapport au fémur, et atteindre 5,2° et 6,4 mm en termes de rotations et de déplacements de la plaque par rapport au tibia (Südhoff *et al.*, 2007). Toutefois, les études ayant quantifié les ATM du KneeKG™ présentent certaines limites. À titre d'exemple, aucune d'entre elles n'a estimé ces erreurs sur des sujets OA ni au cours d'accroupissements sous charge, alors qu'il s'agit d'une des principales catégories de sujets évaluées à l'aide du KneeKG™ et du deuxième mouvement le plus étudié en orthopédie (Fukagawa *et al.*, 2012).

Ce premier article vise ainsi à répondre au 1^{er} objectif spécifique de ce projet de doctorat : « *Quantifier les mouvements du KneeKG™ par rapport aux os du fémur et du tibia au cours d'un accroupissement sous charge réalisé par des sujets sains et OA, et évaluer l'influence de ces ATM sur la cinématique 3D du genou* ». Les travaux relatifs à cet article seront bientôt soumis à la revue Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.

3.2 Introduction

Les différentes études abordées au chapitre 1.3.2 page 31 dont l'objectif était de quantifier les ATM affectant les mesures du KneeKG™ présentent certaines limites (Ganjikia *et al.*, 2000;

Sati *et al.*, 1996a; Südhoff *et al.*, 2007). En effet, les études de Sati *et al.* (1996a) et Ganjikia *et al.* (2000) ont évalué les ATM par fluoroscopie monoplan. Or, tel que discuté au chapitre 1.2.2 page 15, cette technique d'imagerie médicale présente une précision limitée pour les mouvements hors du plan d'acquisition (Anderst *et al.*, 2009; Li, Van de Velde et Bingham, 2008; Moro-oka *et al.*, 2007). En outre, l'activité analysée correspondait à une flexion active, non chargée, et réalisée à faible vitesse compte tenu de la fréquence d'acquisition des fluoroscopes (30 Hz). Les ATM étaient donc plus faibles que ceux intervenant lors d'un mouvement sous charge réalisé à vitesse normale : l'aspect non chargé et la faible vitesse limitant les contractions musculaires et les effets inertiels dont les ATM dépendent (Cappello *et al.*, 2005; Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010). De plus, ces deux études ont été réalisées sur un faible nombre de sujets sains, trois et cinq respectivement, et n'ont évalué que les mouvements relatifs du harnais par rapport au fémur et non ceux de la plaque par rapport au tibia. De son côté, l'étude de Südhoff *et al.* (2007) a estimé les ATM du KneeKG™ à l'aide du système EOS® sur six sujets sains, et ce en termes de mouvements relatifs du harnais par rapport au fémur et de la plaque par rapport au tibia. L'activité étudiée correspondait à une flexion du genou sous charge avec les pieds décalés. La mise en charge du membre inférieur instrumenté n'était donc pas complète, en particulier pour la dernière position de flexion qui nécessitait de le surélever à l'aide d'une marche. En outre, l'étude de Südhoff *et al.* (2007) n'a pas analysé l'impact des ATM sur la cinématique 3D du genou, alors qu'il s'agit de la principale information fournie aux utilisateurs du KneeKG™.

Aucune des trois études mentionnées précédemment n'a analysé les ATM du KneeKG™ sur des sujets OA. Or, ces derniers présentent généralement un indice de masse corporelle (IMC) plus élevé que celui des sujets sains. Nous supposons donc que les ATM seront plus élevés sur ces sujets puisque le KneeKG™ sera moins bien attaché aux os compte tenu de la couche de tissus adipeux entourant le genou. Par ailleurs, aucune de ces études n'a quantifié les ATM du KneeKG™ au cours d'un accroupissement sous charge, et ce malgré l'intérêt que porte l'orthopédie pour ce type de mouvement (Fukagawa *et al.*, 2012). L'objectif de cette étude est donc de quantifier les ATM du KneeKG™, c'est-à-dire les mouvements de l'outil

par rapport aux os, et d'évaluer leur influence sur la cinématique 3D du genou au cours d'accroupissements sous charge réalisés par des sujets sains et des sujets OA.

3.3 Méthode

3.3.1 Sujets

Vingt sujets se sont portés volontaires pour participer à l'étude après avoir signé un formulaire de consentement approuvé par les comités d'éthique du CRCHUM et de l'ÉTS. Les caractéristiques de ces sujets étaient les suivantes : 10 sujets sains (5 femmes, 5 hommes, âge $54,9 \pm 9,3$ ans, taille $166,7 \pm 9,4$ cm, poids $70,9 \pm 13,0$ kg, IMC $25,3 \pm 2,7$ kg/m²) et 10 sujets OA (7 femmes, 3 hommes, âge $60,8 \pm 5,9$ ans, taille $161,4 \pm 7,7$ cm, poids $85,7 \pm 9,9$ kg, IMC $33,8 \pm 7,7$ kg/m²). Tous les sujets devaient être âgés entre 38 et 70 ans, et ne présenter aucun problème neurologique, cardiaque ou d'équilibre. Les sujets sains ne présentaient aucune blessure antérieure, aucune douleur, ni aucune OA au genou confirmée par radiographie. Les sujets OA présentaient une dégradation avancée du genou, grade 2 à 3 selon le critère d'Ahlbäck modifié (Ahlback, 1968), et étaient en attente d'une chirurgie de remplacement total de l'articulation.

3.3.2 Protocole expérimental

Cette étude reprend en grande partie les protocoles décrits plus en détail aux chapitres suivants. En résumé, chaque sujet a été instrumenté à l'aide du KneeKG™. Ce dernier a été installé de manière aléatoire sur l'un des genoux des sujets sains, et sur le genou pathologique des sujets OA. Le KneeKG™ a ensuite été calibré de manière fonctionnelle de sorte à définir les repères anatomiques des os. Ces derniers ont été construits à partir des points anatomiques que sont les épicondyles médial et latéral du fémur, les malléoles médiale et latérale du tibia et du péroné, et les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville définis selon la méthode de calibration fonctionnelle élaborée par (Hagemeister *et al.*, 2005). Chaque patient a alors été installé dans le système EOS® et a effectué un accroupissement quasi-statique sous charge. Cet accroupissement consistait à maintenir cinq

positions d'accroupissement, soit approximativement 0°, 30°, 40°, 50° et 60° de flexion du genou, durant le temps d'acquisition du système EOS[®], soit environ 10 secondes. Les accroupissements quasi-statiques ont été standardisés à l'aide d'un gabarit de positionnement décrit au CHAPITRE 4 suivant (Clément *et al.*, 2014d).

3.3.3 Traitement des données

Dans un premier temps, les modèles 3D des marqueurs du KneeKG[™] et les modèles 3D des os ont été obtenus. Les modèles 3D des marqueurs ont été créés en projetant la silhouette de sphères sur les cinq paires de radiographies EOS[®], puis en ajustant manuellement cette silhouette aux contours des marqueurs (Figure 3.1). Les coordonnées 3D du centre de chacun de ces marqueurs ont donc été obtenues dans le repère du système EOS[®] et deux repères techniques ont été définis à partir des trois marqueurs associés respectivement au fémur et au tibia. La précision de cette méthode a été évaluée en comparant la longueur des côtés des triangles formés par les marqueurs associés au fémur et au tibia, aux longueurs de référence fournies par le fabricant du KneeKG[™], et ce pour les cinq positions d'accroupissement d'un sujet. La précision moyenne obtenue s'élève à $0,12 \pm 0,11$ mm. La reproductibilité de cette méthode a été évaluée en ajustant à cinq reprises la position des six marqueurs pour une position d'accroupissement donnée et en comparant les coordonnées 3D obtenues. La reproductibilité moyenne de la méthode s'élève à $0,05 \pm 0,03$ mm.

La méthode utilisée pour obtenir les modèles 3D des os a été développée par Kanhonou *et al.* (2014). Cette méthode consiste dans un premier temps à déformer des modèles génériques des os jusqu'à ce que leurs silhouettes projetées sur la première paire de radiographies EOS[®] soient ajustées aux contours visibles des os du sujet (Figure 3.2) (Chaibi *et al.*, 2012). Par la suite, les os du sujet sont segmentés sur les quatre autres paires de radiographies EOS[®]. Les modèles 3D des os obtenus à partir de la première paire de radiographies sont alors correctement positionnés et orientés dans le repère EOS[®] à l'aide d'une technique de recalage 2D/3D et d'un algorithme basé sur la recherche itérative du point le plus proche sur les contours des os segmentés sur les quatre autres paires de radiographies (Figure 3.2). La

précision et la reproductibilité de cette méthode ont été évaluées par Kanhonou *et al.* (2014). La position et l'orientation du fémur et du tibia sont respectivement inférieures à $0,3 \pm 0,3^\circ$ et $0,3 \pm 0,2$ mm en termes de précision, et inférieures à $0,5 \pm 0,4^\circ$ et $0,4 \pm 0,2$ mm en termes de reproductibilité.

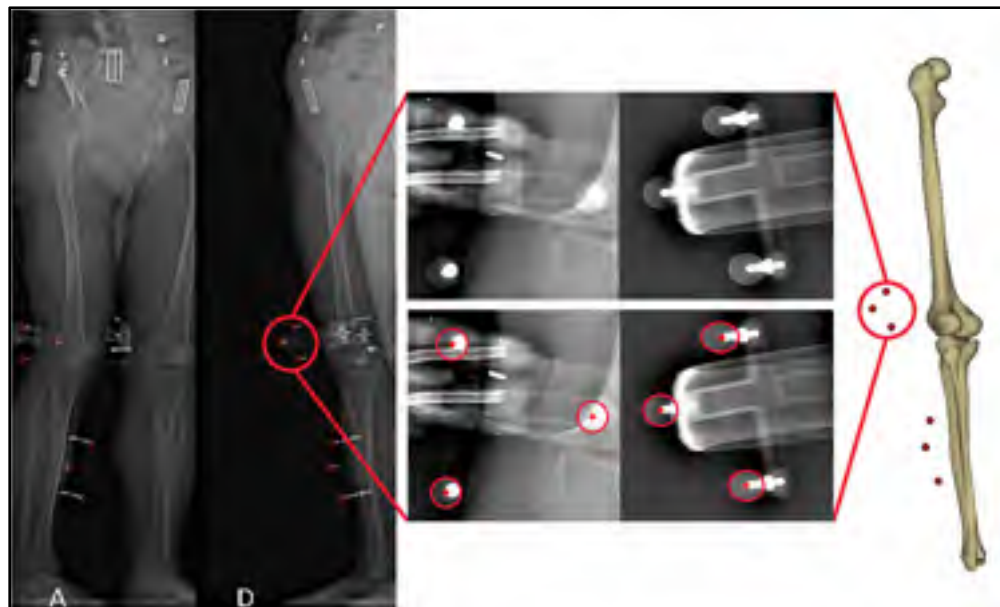


Figure 3.1 Ajustement manuel de sphères sur les marqueurs du KneeKG™ (A); Agrandissement des marqueurs associés au fémur avant et après ajustement des sphères (B); Obtention des modèles 3D des marqueurs (C)

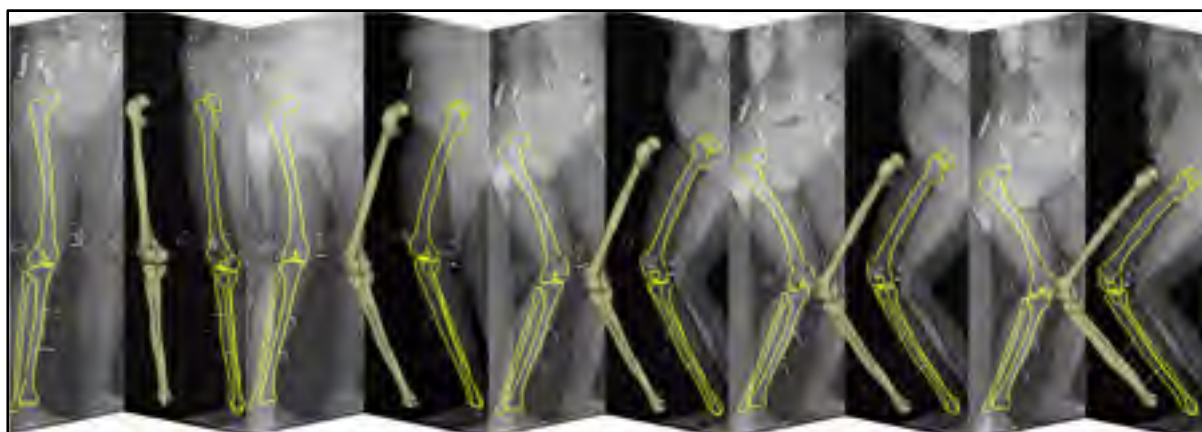


Figure 3.2 Représentation des modèles 3D et des segmentations 2D des os sur les cinq radiographies acquises par le système EOS® au cours d'un accroupissement quasi-statique

Par la suite, les repères anatomiques du fémur et du tibia ont été définis à partir des modèles 3D des os obtenus pour chacune des cinq positions de l'accroupissement quasi-statique (Figure 3.3). Ces repères ont été construits de manière à reproduire au mieux les repères définis lors de la calibration fonctionnelle du KneeKG™. Le repère anatomique du fémur (O_f, X_f, Y_f, Z_f) a été défini de la manière suivante : O_f est le centre du segment reliant les deux épicondyles, Z_f est l'axe reliant O_f et le centre de la tête fémorale, X_f est l'axe reliant les deux épicondyles placé de manière perpendiculaire à Z_f , et Y_f est le produit vectoriel de X_f et Z_f . Le repère anatomique du tibia (O_t, X_t, Y_t, Z_t) a été défini de la manière suivante : O_t correspond à O_f en position debout, Z_t est l'axe reliant O_t et le centre des malléoles, X_t est l'axe X_f placé de manière perpendiculaire à Z_t en position debout, et Y_t est le produit vectoriel de X_t et Z_t .

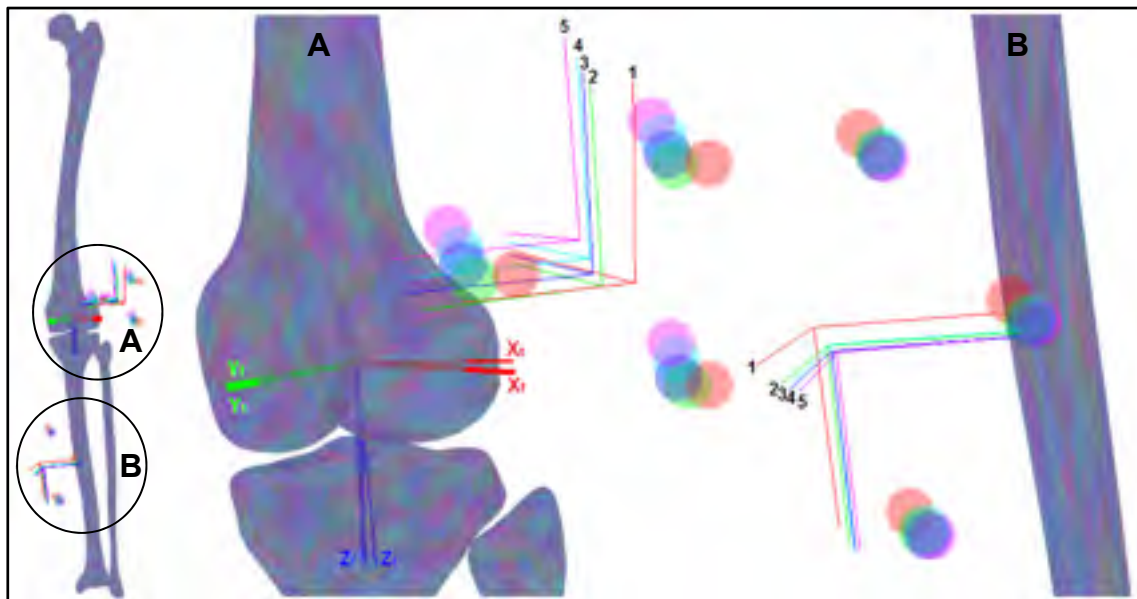


Figure 3.3 Modèles 3D des os et des marqueurs des cinq positions d'accroupissement (notées 1 à 5 pour les repères techniques) recalées sur la première position

Finalement, les modèles 3D des os aux positions d'accroupissement 2 à 5 ont été recalés sur les modèles 3D des os de la première position d'accroupissement à l'aide d'une technique de recalage par moindres carrés (Arun, Huang et Blostein, 1987). Les transformations rigides obtenues ont ensuite été appliquées aux repères techniques associés aux marqueurs du fémur

et du tibia. Les mouvements relatifs des marqueurs du KneeKG™ par rapport aux os sont ainsi aisément visibles (Figure 3.3). Les transformations permettant de passer des repères techniques aux repères anatomiques recalés à la première position d'accroupissement ont ensuite été calculées. Les ATM du KneeKG™ correspondaient aux différences entre ces transformations et ont été exprimés par rapport aux repères anatomiques des os.

Pour finir, la cinématique 3D du genou a été calculée à partir des repères anatomiques définis à l'aide des modèles 3D des os reconstruits sous EOS®, et a été comparée à la cinématique 3D du genou calculée à partir des repères anatomiques définis lors de la calibration fonctionnelle du KneeKG™. Les différences entre ces deux méthodes de calculs ont permis de caractériser l'impact des ATM du KneeKG™, mais également l'impact de la calibration fonctionnelle de l'outil. Ces différences ont été exprimées en termes de flexion-extension (FE), d'abduction-adduction (AA), de rotation interne-externe (IER), et de déplacements médio-latéral (MLD), antéro-postérieur (APD), et proximo-distal (PDD) (Grood et Suntay, 1983). L'ensemble des données de cette étude a été traitée à l'aide de Matlab (R2012a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

3.4 Résultats

Les angles de flexion moyens atteints au cours des cinq positions de l'accroupissement quasi-statique par les 10 sujets sains s'élèvent à 2° (position 1), 29° (position 2), 39° (position 3), 52° (position 4), et 66° (position 5), et ceux atteints par les sujets OA s'élèvent à 6° (position 1), 28° (position 2), 38° (position 3), 48° (position 4), et 62° (position 5).

Les Tableau 3.1, Tableau 3.2, Tableau 3.3, et Tableau 3.4 regroupent l'ensemble des données concernant les ATM du KneeKG™. Ces derniers ont été définis pour chacun des sujets sains et OA en termes de mouvements du harnais par rapport au fémur, et de mouvements de la plaque par rapport au tibia, entre la position 1 et les positions 2 à 5. Bien que les ATM observés ne soient pas systématiques, c'est-à-dire que le KneeKG™ ne se déplaçait pas de manière homogène d'un sujet à un autre ou d'une position à une autre, les valeurs moyennes

absolues en rotations et en déplacements ont tendance à augmenter au cours de la flexion du genou. En effet, les ATM associés au fémur des sujets sains passent de 1,2-6,5° (position 1 à 2) à 2,0-9,4° (position 1 à 5) pour les rotations et de 3,8-7,5 mm (position 1 à 2) à 4,5-12,5 mm (position 1 à 5) pour les déplacements. De même, les ATM associés au fémur des sujets OA passent de 0,7-2,5° (position 1 à 2) à 1,4-3,4° (position 1 à 5) pour les rotations et de 3,2-5,5 mm (position 1 à 2) à 5,3-12,1 mm (position 1 à 5) pour les déplacements. Par ailleurs, les ATM associés au tibia des sujets sains passent de 0,3-1,5° (position 1 à 2) à 0,4-3,5° (position 1 à 5) pour les rotations et de 1,0-2,7 mm (position 1 à 2) à 1,7-4,9 mm (position 1 à 5) pour les déplacements. De même, les ATM associés au tibia des sujets OA passent de 0,3-2,7° (position 1 à 2) à 0,7-5,6° (position 1 à 5) pour les rotations et de 0,5-3,7 mm (position 1 à 2) à 1,2-6,6 mm (position 1 à 5) pour les déplacements.

Les ATM moyens observés au niveau du fémur sont donc plus importants que les ATM moyens observés au niveau du tibia chez les sujets sains et OA. De plus, les ATM moyens observés au niveau du fémur sont plus importants chez les sujets sains que chez les sujets OA. Inversement, les ATM moyens observés au niveau du tibia sont plus importants chez les sujets OA que chez les sujets sains.

Les ATM maximaux individuels observés au niveau du fémur des sujets sains sont de 5,6-16,2° pour les rotations et de 13,5-20,6 mm pour les déplacements. Les ATM maximaux individuels observés au niveau du fémur des sujets OA sont de 3,7-13,3° pour les rotations et de 13,9-24,1 mm pour les déplacements. Les ATM maximaux individuels observés au niveau du tibia des sujets sains sont de 1,0-6,6° pour les rotations et de 4,1-9,0 mm pour les déplacements. Les ATM maximaux individuels observés au niveau du tibia des sujets OA sont de 2,0-16,6° pour les rotations et de 4,4-17,9 mm pour les déplacements. Finalement, les ATM les plus importants interviennent autour de l'axe longitudinal des os et le long de l'axe médio-latéral et antéro-postérieur chez les sujets sains et OA.

Tableau 3.1 Mouvements du harnais fémoral pour les 10 sujets sains

Position	Sujets sains	Rotations			Déplacements		
		Sagittal (°)	Frontal (°)	Axial (°)	MLD (mm)	APD (mm)	PDD (mm)
1 à 2	1	0,6	0,8	3,1	1,3	9,6	1,2
	2	1,5	0,8	12,8	13,2	14,9	3,4
	3	0,2	0,6	10,1	8,4	13,3	3,7
	4	1,1	1,4	9,1	8,7	7,4	7,8
	5	1,2	2,8	6,7	8,7	1,7	1,3
	6	1,3	2,4	3,1	9,3	3,1	0,5
	7	3,0	0,4	4,3	4,9	4,2	1,3
	8	0,4	0,6	4,3	4,9	0,4	1,3
	9	1,6	2,4	5,9	8,5	1,1	9,7
	10	1,4	1,5	6,2	6,9	4,9	7,5
	Moyenne	1,2	1,4	6,5	7,5	6,1	3,8
	Écart-type	0,8	0,9	3,2	3,2	5,1	3,3
1 à 3	1	1,5	2,0	3,7	1,3	14,7	0,7
	2	2,1	1,0	14,7	16,2	16,6	1,8
	3	1,5	1,1	11,5	12,7	8,7	5,8
	4	0,8	1,4	12,2	11,1	13,2	7,9
	5	0,5	3,7	9,3	10,6	3,4	2,2
	6	2,6	3,7	5,7	15,6	7,1	2,7
	7	2,5	0,1	2,0	1,5	0,8	0,6
	8	1,4	3,2	5,5	7,6	3,3	1,6
	9	1,6	2,5	6,4	8,1	0,0	10,5
	10	0,0	1,4	9,3	8,8	3,1	11,9
	Moyenne	1,5	2,0	8,0	9,3	7,1	4,6
	Écart-type	0,8	1,2	4,0	5,1	6,0	4,2
1 à 4	1	0,2	3,2	0,5	2,0	11,0	2,4
	2	0,8	1,2	8,4	13,7	1,4	2,6
	3	2,3	3,1	12,5	14,5	4,8	3,0
	4	1,1	2,5	10,6	10,9	3,9	9,8
	5	0,3	4,5	8,3	11,7	1,4	5,7
	6	4,1	3,2	3,3	14,7	12,2	1,5
	7	3,7	0,7	4,5	4,9	2,3	1,9
	8	1,7	3,6	8,2	8,9	3,1	3,5
	9	1,9	2,8	5,9	7,1	2,9	11,0
	10	0,4	1,2	7,6	7,8	1,4	11,7
	Moyenne	1,6	2,6	7,0	9,6	4,4	5,3
	Écart-type	1,4	1,2	3,5	4,3	3,9	4,0
1 à 5	1	0,6	2,6	7,4	8,2	3,0	4,2
	2	0,6	1,9	12,4	16,9	0,9	1,7
	3	2,9	4,1	16,2	19,3	7,3	4,0
	4	0,1	2,9	9,9	10,2	1,9	10,1
	5	1,3	6,3	10,9	15,9	4,8	9,3
	6	5,6	5,0	8,9	20,6	10,5	2,5
	7	4,4	0,3	4,3	4,2	3,0	0,5
	8	2,3	4,2	8,7	11,4	4,0	7,0
	9	1,6	3,2	5,8	8,3	6,8	11,6
	10	0,2	1,8	9,3	9,8	2,8	13,5
	Moyenne	2,0	3,2	9,4	12,5	4,5	6,4
	Écart-type	1,9	1,7	3,3	5,4	2,9	4,5

Tableau 3.2 Mouvements du harnais fémoral pour les 10 sujets OA

Position	Sujets OA	Rotations			Déplacements		
		Sagittal (°)	Frontal (°)	Axial (°)	MLD (mm)	APD (mm)	PDD (mm)
1 à 2	1	0,9	2,1	0,1	3,4	1,5	4,9
	2	0,3	0,7	6,5	0,7	19,3	0,0
	3	0,7	0,3	3,1	2,0	8,4	2,2
	4	0,0	1,9	2,8	3,1	11,0	9,9
	5	1,2	2,7	1,1	4,1	1,6	4,2
	6	1,1	1,0	0,2	2,0	1,0	4,1
	7	0,3	0,2	2,9	3,1	4,5	0,6
	8	0,3	2,0	2,9	3,9	2,6	2,3
	9	0,2	0,6	3,6	5,4	0,9	1,1
	10	1,8	3,3	2,0	4,6	4,0	4,1
	Moyenne	0,7	1,5	2,5	3,2	5,5	3,3
	Écart-type	0,6	1,1	1,9	1,4	5,9	2,9
1 à 3	1	0,4	0,1	3,4	11,1	0,8	1,8
	2	0,3	0,0	3,8	2,4	12,2	2,7
	3	0,0	0,2	1,8	0,1	5,6	1,4
	4	1,0	0,8	3,6	2,2	15,2	8,9
	5	1,7	2,6	1,4	3,9	10,7	6,6
	6	2,3	1,0	2,9	2,6	7,7	4,5
	7	3,5	0,4	3,7	3,0	3,1	5,6
	8	1,6	3,5	6,3	8,0	1,0	7,5
	9	1,3	0,1	2,0	4,8	3,3	0,4
	10	0,9	3,2	0,2	2,6	8,1	3,6
	Moyenne	1,3	1,2	2,9	4,1	6,8	4,3
	Écart-type	1,0	1,4	1,7	3,2	4,9	2,8
1 à 4	1	0,3	2,4	0,1	5,7	6,6	1,1
	2	1,2	1,1	0,7	8,0	11,6	1,7
	3	0,0	0,2	1,8	1,1	8,7	1,3
	4	2,6	0,9	0,2	1,6	24,1	12,7
	5	2,3	2,6	3,3	3,1	13,3	7,7
	6	3,4	1,1	4,8	0,5	15,1	5,6
	7	0,4	0,2	2,8	3,6	1,0	1,1
	8	1,2	5,2	7,8	12,1	2,2	9,1
	9	0,3	0,2	0,8	5,8	8,8	1,9
	10	0,8	0,9	0,1	3,8	13,5	2,3
	Moyenne	1,2	1,5	2,2	4,5	10,5	4,5
	Écart-type	1,1	1,5	2,5	3,5	6,7	4,1
1 à 5	1	0,4	3,9	2,5	5,8	14,2	1,5
	2	1,6	0,7	1,8	13,2	11,9	0,5
	3	0,2	1,1	1,4	2,7	12,8	0,5
	4	1,7	2,3	1,8	5,4	19,1	10,5
	5	2,1	2,7	2,8	3,4	15,4	6,8
	6	2,3	0,2	3,2	0,8	13,2	3,7
	7	3,7	1,2	0,2	3,6	7,0	0,4
	8	1,0	5,5	13,3	13,9	6,6	14,4
	9	0,2	1,2	6,6	9,0	1,0	4,8
	10	0,6	1,1	0,6	5,1	19,7	10,5
	Moyenne	1,4	2,0	3,4	6,3	12,1	5,3
	Écart-type	1,1	1,6	3,9	4,4	5,8	5,0

Tableau 3.3 Mouvements de la plaque tibiale pour les 10 sujets sains

Position	Sujets Sains	Rotations			Déplacements		
		Sagittal (°)	Frontal (°)	Axial (°)	MLD (mm)	APD (mm)	PDD (mm)
1 à 2	1	0,0	0,3	0,4	0,6	0,2	1,4
	2	0,6	0,8	0,2	2,0	1,7	3,3
	3	0,4	0,1	1,2	0,4	1,2	1,1
	4	0,5	0,3	2,4	2,1	1,9	1,6
	5	0,3	1,1	2,5	3,7	0,9	3,4
	6	0,1	0,1	3,2	4,8	2,8	2,9
	7	0,4	0,5	0,3	0,1	0,2	2,6
	8	0,2	0,7	1,1	0,0	0,3	2,7
	9	0,3	0,2	1,6	2,2	0,1	2,2
	10	0,7	0,1	2,4	3,0	0,7	5,3
	Moyenne	0,3	0,4	1,5	1,9	1,0	2,7
	Écart-type	0,2	0,3	1,1	1,6	0,9	1,2
1 à 3	1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	3,5
	2	0,5	0,8	3,8	6,7	2,8	3,7
	3	0,1	0,2	3,1	3,4	0,8	1,5
	4	0,2	1,0	1,4	1,1	0,3	3,6
	5	0,2	0,2	3,2	4,6	1,1	4,7
	6	0,6	0,4	2,4	4,0	2,6	2,2
	7	0,2	0,2	0,3	0,2	0,5	1,7
	8	0,5	0,6	0,5	1,9	1,3	3,0
	9	0,2	0,4	0,9	1,2	0,1	2,6
	10	0,6	0,3	4,7	5,6	1,0	5,8
	Moyenne	0,3	0,4	2,1	2,9	1,1	3,2
	Écart-type	0,2	0,3	1,6	2,3	1,0	1,3
1 à 4	1	0,3	0,5	1,2	2,3	0,0	5,7
	2	0,4	0,6	5,1	8,1	3,4	6,0
	3	0,2	0,5	4,3	5,5	1,2	0,0
	4	0,1	0,8	2,9	3,0	1,8	3,4
	5	0,4	0,9	4,5	5,4	1,5	4,9
	6	0,9	0,9	5,7	9,0	4,1	2,8
	7	0,1	0,4	1,5	1,7	0,4	0,7
	8	0,5	0,3	1,1	2,1	0,9	3,2
	9	0,2	0,4	3,2	3,3	0,2	1,3
	10	0,8	1,0	3,4	4,9	1,2	6,4
	Moyenne	0,4	0,6	3,3	4,5	1,5	3,5
	Écart-type	0,3	0,2	1,6	2,5	1,3	2,3
1 à 5	1	0,1	0,5	1,9	2,8	0,2	4,4
	2	0,6	0,8	5,1	8,0	2,6	4,5
	3	0,5	0,4	6,6	8,4	1,9	1,6
	4	0,4	1,0	3,9	4,3	3,2	2,0
	5	0,7	0,0	5,5	7,8	2,1	5,8
	6	0,3	0,8	4,4	7,0	3,5	2,4
	7	0,1	0,7	1,0	0,3	0,4	1,0
	8	0,2	0,1	0,9	2,3	0,9	3,8
	9	0,2	0,4	1,1	1,5	0,1	2,2
	10	1,0	0,3	4,3	6,7	1,8	6,8
	Moyenne	0,4	0,5	3,5	4,9	1,7	3,4
	Écart-type	0,3	0,3	2,1	3,0	1,2	1,9

Tableau 3.4 Mouvements de la plaque tibiale pour les 10 sujets OA

Position	Sujets OA	Rotations			Déplacements		
		Sagittal (°)	Frontal (°)	Axial (°)	MLD (mm)	APD (mm)	PDD (mm)
1 à 2	1	0,3	0,1	0,8	1,9	0,3	1,9
	2	0,2	0,3	0,7	2,0	0,2	2,6
	3	0,1	0,8	2,6	2,6	0,0	3,9
	4	0,6	0,8	5,6	6,9	0,3	8,2
	5	0,3	0,1	2,6	3,2	0,8	0,3
	6	0,2	0,5	3,3	3,5	1,9	0,4
	7	0,0	0,7	4,4	7,4	1,2	2,0
	8	0,2	0,5	0,7	2,2	0,3	1,3
	9	0,3	0,1	3,0	4,1	0,1	0,9
	10	0,6	0,0	3,0	3,2	0,3	0,8
	Moyenne	0,3	0,4	2,7	3,7	0,5	2,2
	Écart-type	0,2	0,3	1,6	2,0	0,6	2,4
1 à 3	1	0,1	1,1	1,5	0,6	0,9	4,5
	2	0,5	0,3	0,0	3,0	0,7	3,0
	3	0,3	0,9	0,0	0,7	0,2	1,3
	4	1,0	0,6	9,5	9,9	1,5	6,9
	5	0,1	1,0	3,5	3,5	0,8	3,6
	6	0,5	1,2	2,2	4,0	1,8	1,0
	7	0,3	1,3	7,4	12,5	1,6	3,0
	8	0,4	0,9	1,8	2,0	0,0	0,5
	9	1,0	0,8	1,9	2,5	0,6	1,5
	10	0,6	0,2	3,7	5,4	0,1	0,3
	Moyenne	0,5	0,8	3,1	4,4	0,8	2,5
	Écart-type	0,3	0,3	3,1	3,9	0,6	2,1
1 à 4	1	0,4	0,3	3,0	3,2	1,1	1,5
	2	0,1	0,8	0,7	1,5	0,5	3,4
	3	0,2	0,5	3,9	4,6	0,5	2,3
	4	2,2	2,0	12,8	13,6	1,7	8,2
	5	0,9	0,1	3,9	4,0	0,9	4,1
	6	0,8	0,7	4,9	3,0	2,3	1,3
	7	0,4	1,7	6,6	11,5	2,6	2,4
	8	0,7	1,3	3,2	4,8	0,5	0,3
	9	1,0	0,5	4,7	5,5	0,3	0,3
	10	1,4	0,8	6,1	7,2	0,5	3,5
	Moyenne	0,8	0,9	5,0	5,9	1,1	2,7
	Écart-type	0,6	0,6	3,2	3,8	0,8	2,3
1 à 5	1	0,2	0,4	1,5	0,5	1,0	3,3
	2	0,2	1,0	2,3	4,2	0,7	5,1
	3	0,3	1,2	3,4	4,2	0,1	2,9
	4	1,6	1,1	16,6	17,9	4,4	4,5
	5	0,9	0,0	4,3	4,1	1,0	7,4
	6	0,1	1,1	2,9	1,7	1,8	0,8
	7	0,9	1,2	10,8	17,0	2,6	3,4
	8	0,8	0,8	0,2	0,9	0,3	0,6
	9	0,8	1,4	4,5	5,1	0,0	0,5
	10	1,3	1,1	9,8	10,6	0,3	3,9
	Moyenne	0,7	0,9	5,6	6,6	1,2	3,2
	Écart-type	0,5	0,4	5,1	6,4	1,4	2,2

Le Tableau 3.5 et le Tableau 3.6 présentent les différences entre les calculs cinématiques 3D du genou réalisés à partir des repères anatomiques des os reconstruits sous EOS[®], et ceux réalisés à partir des repères anatomiques de la calibration fonctionnelle du KneeKGTM. Ces différences moyennes caractérisent l'impact des ATM du KneeKGTM, c'est-à-dire les mouvements relatifs du harnais par rapport au fémur et de la plaque par rapport au tibia, mais également l'impact de la calibration du KneeKGTM. En d'autres termes, les erreurs cinématiques observées en position 1 correspondent principalement aux erreurs de calibration du KneeKGTM, tandis que les erreurs observables aux positions 2 à 5 sont une combinaison des erreurs de calibration et des erreurs causées par les ATM du KneeKGTM.

Les différences cinématiques observées entre les deux méthodes de calculs augmentent en fonction de l'angle de flexion (Tableau 3.5 et Tableau 3.6). Les erreurs en rotations passent de 2,3-3,5° (position 1) à 3,3-8,7° (position 5) pour les sujets sains. Les erreurs en déplacements passent de 1,3-2,5 mm (position 1) à 3,6-7,2 mm (position 5) pour les sujets sains. De même, les erreurs en rotations passent de 1,4-3,6° (position 1) à 4,0-9,1° (position 5) pour les sujets OA. Les erreurs en déplacements passent de 1,6-2,4 mm (position 1) à 3,5-9,5 mm (position 5) pour les sujets OA. Les mouvements présentant les plus grandes erreurs sont l'abduction-adduction (8,7° d'erreur moyenne pour les sujets sains et 9,1° pour les sujets OA en position 5), la rotation interne-externe (8,6° d'erreur moyenne pour les sujets sains et 7,9 pour les sujets OA en position 5), et les déplacements antéro-postérieurs (7,2 mm d'erreur moyenne pour les sujets sains et 9,5 mm pour les sujets OA en position 5). À l'inverse, le mouvement présentant le moins d'erreurs est la flexion-extension avec 3,3° d'erreur moyenne pour les sujets sains et 4,0° pour les sujets OA en position 5.

Tableau 3.5 Différences cinématiques 3D moyennes du genou pour les 10 sujets sains

Position	Sujets sains	Rotations			Déplacements		
		FE (°)	AA (°)	IER (°)	MLD (mm)	APD (mm)	PDD (mm)
1	Moyenne	2,7	3,5	2,3	1,3	2,5	1,7
	Écart-type	1,6	2,2	1,9	1,0	1,8	1,8
2	Moyenne	2,5	5,9	6,6	3,2	4,6	2,6
	Écart-type	1,8	3,0	5,1	2,1	3,5	2,1
3	Moyenne	2,6	7,2	8,7	3,1	5,9	2,7
	Écart-type	1,6	4,6	6,8	3,9	4,1	2,3
4	Moyenne	3,0	7,2	7,6	3,7	6,5	4,0
	Écart-type	1,6	4,6	6,8	3,7	5,2	4,0
5	Moyenne	3,3	8,7	8,6	3,6	7,2	5,6
	Écart-type	2,1	6,1	8,5	4,0	6,3	5,7

Tableau 3.6 Différences cinématiques 3D moyennes du genou pour les 10 sujets OA

Position	Sujets OA	Rotations			Déplacements		
		FE (°)	AA (°)	IER (°)	MLD (mm)	APD (mm)	PDD (mm)
1	Moyenne	3,3	3,6	1,4	1,8	1,6	2,4
	Écart-type	3,3	3,3	1,2	2,5	1,3	2,0
2	Moyenne	3,5	6,6	3,8	4,4	3,7	4,1
	Écart-type	4,4	4,7	2,0	2,8	3,7	2,4
3	Moyenne	3,8	6,7	4,2	6,6	6,0	3,3
	Écart-type	4,4	5,1	3,3	4,5	5,4	2,5
4	Moyenne	3,6	7,7	5,4	6,5	8,1	4,6
	Écart-type	4,4	7,2	3,9	4,0	6,3	3,6
5	Moyenne	4,0	9,1	7,9	6,5	9,5	3,5
	Écart-type	3,9	9,7	3,8	5,1	7,1	3,7

3.5 Discussion

Le système EOS[®] a été utilisé pour quantifier les ATM du KneeKG[™] et évaluer leur influence sur la cinématique 3D du genou au cours d'accroupissements sous charge. Les ATM moyens du KneeKG[™] observés au niveau du fémur dans cette étude sont inférieurs à 9° et 13 mm pour les sujets sains et à 3° et 12 mm pour les sujets OA. Ces ATM sont équivalents à ceux mesurés dans l'étude de Südhoff *et al.* (2007), les valeurs reportées étant inférieures à 8° et 12 mm pour des sujets sains. Toutefois, les ATM analysés dans les études de Sati *et al.* (1996a) et Ganjikia *et al.* (2000) étaient plus faibles, les valeurs reportées étant inférieures à 2° et 4 mm pour des sujets sains. Ces différences s'expliquent par le fait que les ATM mesurés par Sati *et al.* (1996a) et Ganjikia *et al.* (2000) ne concernent que le mouvement de marqueurs isolés, et non celui d'un repère technique qui leur serait associé.

De plus, Sati *et al.* (1996a) et Ganjikia *et al.* (2000) ont évalué un mouvement de flexion non chargée, ce qui a pu diminuer les ATM enregistrés. Par ailleurs, les ATM moyens du KneeKG™ observés au niveau du tibia dans cette étude sont inférieurs à 4° et 5 mm pour les sujets sains et à 6° et 7 mm pour les sujets OA. Ces ATM sont équivalents à ceux mesurés dans l'étude de Südhoff *et al.* (2007), les valeurs reportées étant inférieures à 5° et 6 mm pour des sujets sains.

Contrairement à ce que nous pensions, les ATM du KneeKG™ observés au niveau du fémur sont plus importants chez les sujets sains que chez les sujets OA. Ce phénomène peut s'expliquer par le fait que les sujets OA présentent généralement une faiblesse du muscle des quadriceps (Hunter, 2009). Ce dernier serait donc moins volumineux que celui des sujets sains et générerait des déplacements du harnais par rapport au fémur moins importants lors de sa contraction. De plus, le fémur des sujets OA était entouré d'une épaisse couche de tissus adipeux (IMC de 34 kg/m² pour les sujets OA vs. 25 kg/m² pour les sujets sains), ce qui pourrait avoir pour effet de diminuer l'impact des contractions musculaires sur les ATM du KneeKG™. D'autre part, les ATM du KneeKG™ observés au niveau du fémur étaient bien supérieurs à ceux observés au niveau du tibia, ce qui correspond aux résultats de l'étude de Südhoff *et al.* (2007) et de la plupart des études ayant quantifié les ATM des membres inférieurs (Peters *et al.*, 2009). Enfin, les ATM du KneeKG™ n'étaient pas systématiques, c'est-à-dire qu'aucune tendance commune n'a été trouvée entre les sujets, ce qui tend à corroborer l'aspect aléatoire des ATM reporté par la majorité des études menées sur le sujet (Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010). Une méthode de correction basée sur un modèle des ATM du KneeKG™ n'est donc pas envisageable.

Les erreurs cinématiques moyennes reportées dans cette étude sont inférieures à 9° et 7 mm pour les sujets sains, et 9° et 10 mm pour les sujets OA. Ces valeurs sont comparables à celles reportées dans la littérature (Peters *et al.*, 2010). Ces résultats doivent toutefois être interprétés avec précaution. En effet, les erreurs cinématiques reportées correspondent à une combinaison des erreurs engendrées par les ATM du KneeKG™ et par la calibration fonctionnelle du KneeKG™. Ainsi, de grandes erreurs cinématiques n'indiquent pas

forcément de grands ATM du KneeKG™. À titre d'exemple, deux de nos sujets OA (#9 et #10) présentent des ATM relativement faibles, mais de grandes erreurs cinématiques (30° et 20° respectivement). Or, les erreurs cinématiques en position 1 de ces deux sujets atteignent 11°. Ceci signifie que la calibration fonctionnelle du KneeKG™ n'a pas été faite de manière adéquate, c'est-à-dire que les repères anatomiques des os ont mal été identifiés, ou que le KneeKG™ s'est déplacé entre l'étape de calibration et les mesures effectuées dans le système EOS®. Dans tous les cas de figure, une mauvaise calibration du KneeKG™ et/ou un déplacement relatif de l'outil par rapport aux os au cours de la flexion du genou peuvent engendrer des erreurs cinématiques, appelées « cross-talk » (Ramsey et Wretenberg, 1999; Reinschmidt, 1996), assez conséquentes. En outre, les erreurs cinématiques les plus importantes ont été observées au niveau de l'abduction-adduction et de la rotation interne-externe, ce qui correspond parfaitement au phénomène de « cross-talk », tandis que les erreurs les plus faibles ont été observées au niveau de la flexion-extension, ce qui est en accord avec la littérature (Peters *et al.*, 2010; Ramsey et Wretenberg, 1999; Reinschmidt, 1996).

Cette étude présente certaines limites. Le nombre de sujets dans les deux groupes est trop faible pour tirer des conclusions définitives au sujet des tendances des ATM du KneeKG™. De plus, ces ATM ont été évalués au cours d'un accroupissement quasi-statique. Les valeurs reportées dans cette étude pourraient donc être inférieures à celles déduites d'un accroupissement dynamique, puisque les effets inertiels peuvent accentuer les mouvements du KneeKG™ par rapport aux os. Néanmoins, d'après l'étude décrite au CHAPITRE 4 (Clément *et al.*, 2014d), les accroupissements dynamiques et quasi-statiques sont similaires d'un point de vue de la cinématique 3D du genou, des contractions musculaires des membres inférieurs, et des forces et moments de réaction au sol. Nous pensons donc que les résultats de la présente étude fournissent une bonne idée des ATM affectant les mesures du KneeKG™ au cours d'accroupissements dynamiques. Finalement, étant donné le fait que les ATM dépendent grandement de l'activité effectuée (Peters *et al.*, 2010), il n'est pas possible de statuer quant aux mouvements du KneeKG™ par rapport aux os au cours de la marche par exemple. De telles activités présentent en effet des impacts au sol, ces derniers étant

susceptibles de faire vibrer le KneeKG™, et donc d'accentuer les ATM. Il est donc possible que les valeurs trouvées dans cette étude soient inférieures à celles que l'on trouverait à la marche.

3.6 Conclusion

Le KneeKG™ est un outil de captation du mouvement offrant des mesures cinématiques 3D du genou reproductibles (Hagemeister *et al.*, 1999; Labbe *et al.*, 2008), ayant le potentiel d'améliorer notre compréhension des conséquences biomécaniques de l'OA sur le genou (Lustig *et al.*, 2012b), mais elles manquent encore de précision pour des applications cliniques où la connaissance très précise de la cinématique est nécessaire. Ces travaux justifient donc l'utilisation de méthodes mathématiques permettant de compenser les ATM et ainsi d'améliorer la précision des mesures du KneeKG™, telles que celle développée par (Cappello *et al.*, 2005) ou celle développée au CHAPITRE 6 (Clément *et al.*, 2014 (Submitted)-a).

CHAPITRE 4

PUBLISHED ARTICLE: COMPARISON OF QUASI-STATIC AND DYNAMIC SQUATS – A THREE-DIMENSIONAL KINEMATIC, KINETIC AND ELECTROMYOGRAPHIC STUDY OF THE LOWER LIMBS

Julien Clément¹⁻², Nicola Hagemeister¹⁻², Rachid Aissaoui¹⁻², Jacques A. de Guise¹⁻²

¹ École de technologie supérieure (ÉTS), Montréal (QC), Canada

² Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie - Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), Montréal (QC), Canada

Article publié dans la revue Gait & Posture en février 2014.

4.1 Mise en contexte

Les choix méthodologiques faits à la suite de notre revue de la littérature visent à proposer une nouvelle méthode de compensation des ATM influençant les mesures du KneeKG™. L'approche choisie pour évaluer la précision de cette méthode consiste à comparer la cinématique 3D raffinée du genou acquise à l'aide du KneeKG™ lors d'un accroupissement dynamique, à la cinématique 3D de référence du genou acquise à l'aide du système EOS® lors d'un accroupissement quasi-statique. Or, la question que nous sommes en droit de nous poser est la suivante : est-ce que ces deux conditions d'accroupissement sont comparables ?

Le but de ce second article est de répondre à cette question, laquelle correspond au 2^{ième} objectif spécifique de ce projet de doctorat : « *Comparer la biomécanique globale des membres inférieurs au cours d'accroupissements dynamiques et quasi-statiques réalisés par des sujets sains et OA à l'aide de mesures cinématiques 3D, cinétiques 3D et électromyographiques* ». En effet, la seule étude qui a évalué ces deux conditions d'accroupissement présente un certain nombre de limites, comme nous le verrons par la suite, et justifie que nous fassions une étude pour répondre à cette question. Les travaux relatifs à cet article ont été présentés à plusieurs congrès internationaux dont la conférence annuelle de Gait and clinical movement analysis society (GCMAS) (Cincinnati, Ohio, USA) (Clément *et*

al., 2013), et le 7th World congress of biomechanics (WCB) (Boston, MA, USA) (Clément *et al.*, 2014c).

4.2 Abstract

Numerous studies have described 3D kinematics, 3D kinetics and electromyography (EMG) of the lower limbs during quasi-static or dynamic squatting activities. One study compared these two squatting conditions but only at low speed on healthy subjects, and provided no information on kinetics and EMG of the lower limbs. The purpose of the present study was to contrast simultaneous recordings of 3D kinematics, 3D kinetics and EMG of the lower limbs during quasi-static and fast-dynamic squats in healthy and pathological subjects. Ten subjects were recruited: five healthy and five osteoarthritis subjects. A motion-capture system, force plate, and surface electrodes respectively recorded 3D kinematics, 3D kinetics and EMG of the lower limbs. Each subject performed a quasi-static squat and several fast-dynamic squats from 0° to 70° of knee flexion. The two squatting conditions were compared for positions where quasi-static and fast-dynamic knee flexion-extension angles were similar. Mean differences between quasi-static and fast-dynamic squats were 1.5° for rotations, 1.9 mm for displacements, 2.1% of subjects' body weight for ground reaction forces, 6.6 Nm for torques, 11.2 mm for center of pressure, and 6.3% of maximum fast-dynamic electromyographic activities for EMG. Some significant differences ($p < 0.05$) were found in internal rotation, anterior displacement, vertical force and EMG. All differences between quasi-static and fast-dynamic squats were small. 69.5% of compared data were equivalent. In conclusion, this study showed that quasi-static and fast-dynamic squatting activities are comparable in terms of 3D kinematics, 3D kinetics and EMG, although some reservations still remain.

Keywords: Squatting; Knee; Kinematics; Kinetics; Electromyography.

4.3 Introduction

Squatting activities, such as sitting on a chair or kneeling on the floor, are daily living tasks. These activities have been analyzed in terms of 3D kinematics, 3D kinetics, and

electromyography (EMG) of the lower limbs in many recent clinical and biomechanical studies (Besier *et al.*, 2008; Carpenter, Majumdar et Ma, 2009; Dionisio *et al.*, 2008; Hamai *et al.*, 2009; Kaiser *et al.*, 2013; Lynn et Noffal, 2012; Moro-oka *et al.*, 2008; Myers *et al.*, 2012; Noehren *et al.*, 2012; Scarvell *et al.*, 2007; Sheehan *et al.*, 2009). Various squatting conditions have been investigated: quasi-static squatting (Besier *et al.*, 2008; Carpenter, Majumdar et Ma, 2009; Noehren *et al.*, 2012; Scarvell *et al.*, 2007), moderate squatting with knee flexion velocity around 30°/s (Hamai *et al.*, 2009; Kaiser *et al.*, 2013; Moro-oka *et al.*, 2008; Sheehan *et al.*, 2009), and very fast squatting with knee flexion velocity exceeding 120°/s (Dionisio *et al.*, 2008; Lynn et Noffal, 2012; Myers *et al.*, 2012). However, it is currently not known if these squatting conditions are comparable or not, although this could have an impact on the way study results are interpreted. Any significant biomechanical differences between these two squatting conditions could indeed decrease clinical relevance of quasi-static studies. In particular, diagnosis and progression of osteoarthritis (OA) as well as its impact on the knee biomechanics remain largely assessed during quasi-static squatting using X-ray (Emrani *et al.*, 2008; Hunter et Guermazi, 2012; Zhang *et al.*, 2010), whereas physicians increasingly suggest that OA should be evaluated during dynamic activities involving stress in the knees, like squatting activities (Hunter, 2009).

To the best of our knowledge, only one study compared quasi-static squatting, recorded by vertical open magnetic resonance imaging of ten healthy Caucasian subjects, with dynamic squatting, recorded by fluoroscopy of six healthy Asian subjects (Mu *et al.*, 2011). The results showed that the medial femoral condyle was 2 mm more posterior at 0° of knee flexion and 3 mm more anterior at 120° of knee flexion during dynamic squatting. No significant difference was found for antero-posterior displacement of the lateral femoral condyle or for femoral internal-external rotation. This study concluded that quasi-static and dynamic squatting activities produce equivalent 3D knee kinematics (Mu *et al.*, 2011). However, only healthy subjects were studied, and the comparison of the two squatting conditions was performed with data from two separate investigations (Johal *et al.*, 2005; Moro-oka *et al.*, 2008), involving two different tools and two different groups of subjects (Mu *et al.*, 2011), which could have been a source of bias. Moreover, dynamic squatting was

conducted at low speed, with knee flexion velocity of $19^{\circ}/s$, and no information was available on kinetics and EMG of the lower limbs. Nevertheless, we assume that it is important to consider the entire biomechanics of the lower limbs and investigate them at higher speeds, on healthy and pathological subjects, to ascertain any differences between quasi-static and dynamic squatting. The purpose of the present study was to compare simultaneous recordings of 3D kinematics, 3D kinetics and EMG of the lower limbs during quasi-static and fast-dynamic squats in healthy and OA subjects.

4.4 Methods

4.4.1 Subjects

Ten subjects volunteered to participate and gave informed consent. All of them underwent medical examination before their trials, including one X-ray of the knees. Their characteristics were as follows: five healthy subjects (2 women, 3 men, age 39 ± 16 years, height 175 ± 15 cm, weight 73.2 ± 16.9 kg) and five OA subjects (3 women, 2 men, age 62 ± 6 years, height 165 ± 3 cm, weight 93.6 ± 15.0 kg). The healthy subjects were more than 38 years old and showed no previous knee injury, no knee pain, nor any evidence of knee attrition. The OA subjects were more than 38 years old, had grade 2-3 knee OA according to modified Ahlback criteria (Ahlback, 1968), and were waiting for a total knee replacement surgery. None of the subjects had neurological problem, heart problem, balance problem, or rheumatoid arthritis. The present study was approved by the ethics committees of CRCHUM and ÉTS (Montréal, QC, Canada).

4.4.2 Instrumentation

3D knee kinematics was recorded with the KneeKGTM (Emovi Inc., Laval, QC, Canada). This motion capture tool is composed of a harness and plate fixed quasi-rigidly onto the femoral condyles and tibial crest (Figure 4.1), and provides accurate (0.4 - 2.3° and 1.1 - 2.4 mm), repeatable (0.4 - 0.8° and 0.8 - 2.2 mm), and reliable (intra class coefficient of 0.88 - 0.94) measurements (Lustig *et al.*, 2012a). Passive KneeKGTM markers were measured by

twelve optoelectronic cameras (200 Hz T20-S, VICON, Oxford, UK). A force plate (2,000 Hz OR6-7, AMTI, Watertown, MA, USA) recorded 3D ground reaction forces (F_x , F_y , and F_z), 3D torques (M_x , M_y , and M_z) and 2D center of pressure (COP_x , and COP_y) (Figure 4.1). The x, y, and z indexes respectively indicated antero-posterior, medio-lateral and proximo-distal orientations. Raw kinematic and kinetic data were not filtered.

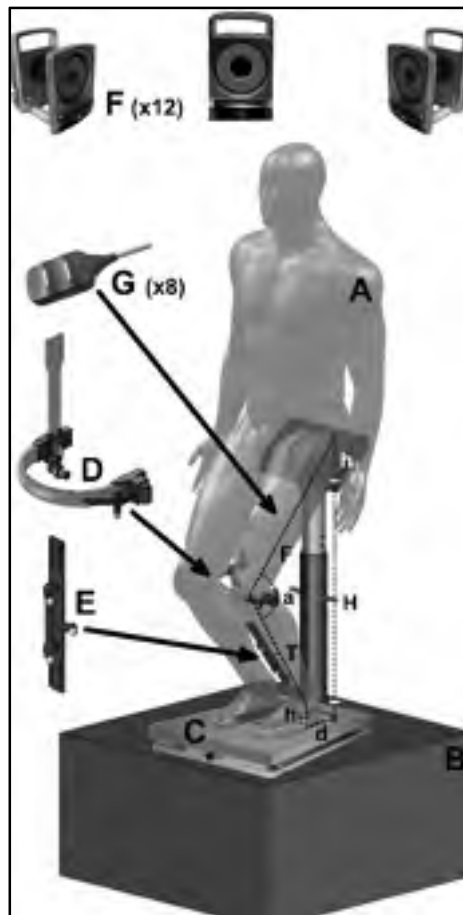


Figure 4.1 Experimental protocol: Subjects (A) performed a quasi-static squat which was standardized with a positioning jig (B). Its proprioceptive reminder was adjusted in height according to the required angle of knee flexion. 3D kinetics was recorded by a force plate equipped with wedges (C) to standardize feet positioning. 3D knee kinematics was recorded by the KneeKG™ which consisted of a harness (D) and plate (E) designed to reduce soft tissue artifacts and equipped with passive markers measured by 12 optoelectronic cameras (F). EMG of the lower limb was recorded with surface electrodes (G) placed on 8 muscles.

Finally, muscle activities were recorded with eight surface electrodes (DE-2.3, Delsys Inc., Boston, MA, USA) whose features were: parallel bars made of 99% Ag., size of 1 mm*1 cm, and interelectrode distance of 1 cm (Figure 4.1). After shaving of hair and cleansing the skin with alcohol, the electrodes were located and oriented according to the SENIAM recommendations (Hermens et Freriks, 2000) over the following muscles: *rectus femoris* (RF), *vastus lateralis* (VL), *vastus medialis* (VM), *tibialis anterior* (TA), *gastrocnemius lateralis* (GL), *gastrocnemius medialis* (GM), *semitendinosus* (ST), and *biceps femoris* (BF). The characteristics of the EMG detection were: differential mode, input impedance $>10^{15} \Omega/0.2 \text{ pF}$, CMRR -92 dB, SNR 1.2 μV , gain range 1000. The raw EMG data were processed with a fourth order bandpass filter with cut-off frequencies of 20-500 Hz, and the sampling frequency were 2000 Hz.

4.4.3 Experimental protocol

The eight electrodes and the KneeKG™ were randomly fixed on one of the lower limbs of healthy subjects or on the pathological limb of OA subjects. Calibration was undertaken to identify hip, knee and ankle joint centers and to define femoral and tibial coordinate systems, as described previously (Hagemeister *et al.*, 2005). Then, each subject performed a quasi-static squat and fast-dynamic squats. The quasi-static squat consisted of maintaining five squatting positions for five seconds: around 0°, 30°, 40°, 50° and 60° of knee flexion. It was standardized with a positioning jig and feet wedges (Figure 4.1) with an average accuracy of $5.4 \pm 4.1^\circ$ of knee flexion according to pilot tests conducted on three healthy subjects. The positioning jig had a proprioceptive reminder (PR), a sliding cylinder topped by an inclined plane that indicated to the study subjects when they reached the squatting position. The PR was adjusted for height according to the following equation:

$$H_t = H + h_2 = \sqrt{F^2 + T^2 - 2FT \cos(a) - d^2} - h_1 + h_2 \quad (4.1)$$

H_t and H are total and partial height of the PR, h_2 is height from the ground to the subjects' lateral malleolus, T is subjects' tibia length from the lateral malleolus to the lateral

epicondyle, F is the subjects' femur length from the lateral epicondyle to the greater trochanter, a is the knee flexion angle, d is the distance between the subjects' lateral malleolus and the PR, and h_l is the thickness of bones between the subjects' hip joint center and ischial tuberosity, plus the thickness of compressed soft tissues between the subjects' iliac tuberosity and the PR. h_l was approximated by adding the mean thickness of bones, measured on 30 radiographs from our databases, to the mean thickness of compressed soft tissues in the seated position (Linder-Ganz *et al.*, 2008; Shabshin *et al.*, 2010; Sopher *et al.*, 2010). It was considered equal to 88.3 mm for all subjects. The wedges kept the subjects' internal feet edges spaced 15 cm, and were oriented to maintain the feet, knees and hips in neutral internal-external rotation. Finally, fast-dynamic squats consisted of doing as many flexion-extension cycles as possible, from 0° to 70° to 0° , in 10 seconds, while the PR was fixed to the lowest position reached during the quasi-static squat. Before the quasi-static squat and fast-dynamic squats, subjects were instructed not to sit on the PR and to keep their trunk straight.

4.4.4 Data processing

3D knee kinematics, i.e. flexion-extension (FE), internal-external rotation (IER), abduction-adduction (AA), medio-lateral displacement (MLD), proximo-distal displacement (PDD), and antero-posterior displacement (APD), was calculated as described by Grood and Suntay (Grood et Suntay, 1983). Mean values of the kinematic and kinetic parameters and root mean square (RMS) of electromyographic (EMG) parameters were calculated for each of the five positions of the quasi-static squat. Ground reaction forces were normalized to body weight, and EMG activities were normalized to the maximum RMS activities recorded over 50 ms during fast-dynamic squats (Radin *et al.*, 1991).

Quasi-static and fast-dynamic squats were compared for positions where dynamic knee FE angles were similar to mean knee FE angles recorded for each subject during the quasi-static squat. Specifically, the dynamic FE angles that best matched quasi-static FE angles were automatically identified on each flexion and extension phase of fast-dynamic squats. The

frames where these angles best matched were then used to determine the 21 dynamic parameters: 5 kinematic, 8 kinetic and 8 EMG. Kinematic and kinetic dynamic parameters corresponded to the average values of the data recorded at these frames during flexion and extension phases. EMG dynamic parameters corresponded to the average values of RMS data calculated in an interval of 50 ms centered on these frames during flexion and extension phases. Finally, the 21 dynamic parameters were compared with the corresponding 21 quasi-static parameters for each quasi-static squat position, except the first one. Indeed, for the majority of subjects, maximum knee extension reached during fast-dynamic squats was lower than knee extension of the first position of the quasi-static squat. Thus, the 21 quasi-static parameters of the first position were only compared with the 21 dynamic parameters recorded at the beginning of fast-dynamic squats.

Quasi-static and fast-dynamic squats were compared by the Wilcoxon signed-rank test with significance at $p=0.05$. All data processing and statistical analyses were performed with Matlab (R2012a, MathWorks, Natick, MA, USA).

4.5 Results

Mean knee flexion angles achieved by the ten study subjects during the quasi-static squat were $3.0 \pm 7.2^\circ$ (first position), $37.1 \pm 19.2^\circ$ (second position), $46.6 \pm 18.5^\circ$ (third position), $55.2 \pm 16.6^\circ$ (fourth position), and $71.8 \pm 10.6^\circ$ (fifth position). Mean knee flexion speed achieved during fast-dynamic squats was $61.5 \pm 18.8^\circ/\text{s}$, i.e., four complete FE cycles in ten seconds. Mean IER was $1.3 \pm 3.6^\circ$ during the quasi-static squat and $1.8 \pm 3.7^\circ$ during fast-dynamic squats (Figure 4.2), while mean APD was 7.8 ± 4.4 mm and 5.1 ± 5.4 mm, respectively (Figure 4.3). A significant difference ($p=0.049$) was found for IER and APD in the second and first positions, respectively (Table 4.1).

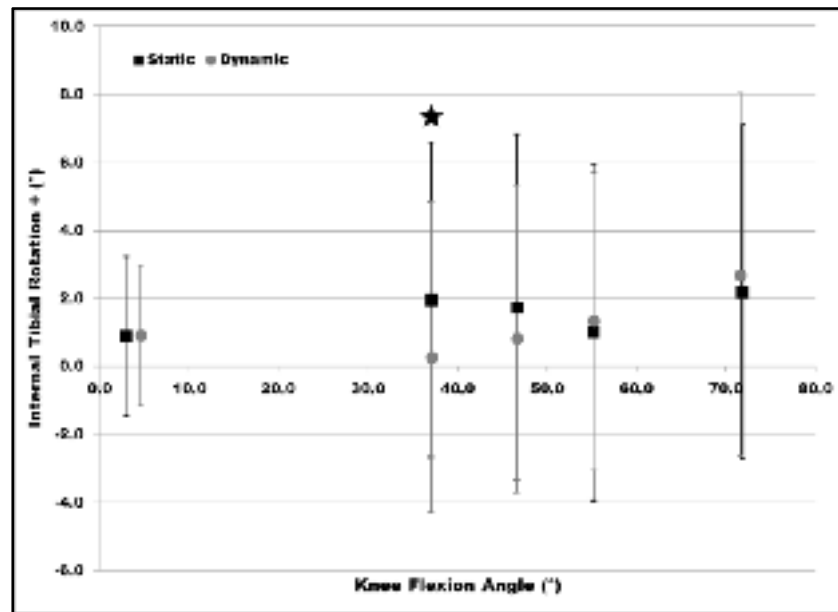


Figure 4.2 Comparison of quasi-static and dynamic knee internal-external rotation: Mean internal tibial rotation during both quasi-static and fast-dynamic squats ± 1 SD. Black squares represent quasi-static data and gray circles represent dynamic data. Black stars indicate positions where significant differences are found

Table 4.1 Mean kinematic, kinetic and electromyographic differences between quasi-static and fast dynamic squats:
* indicates $p<0.05$ and ** indicates $p<0.01$

Parameters	Mean quasi-static flexion angles (°)	Mean quasi-static values (SD)	Mean dynamic values (SD)	Absolute mean differences (SD)	Parameters	Mean quasi-static flexion angles (°)	Mean quasi-static values (SD)	Mean dynamic values (SD)	Absolute mean differences (SD)
KINEMATICS									
AA (°)	3	0.8 (4.8)	-0.3 (4.7)	1.7 (1.4)	MLT (mm)	3	0.3 (2.3)	-1.0 (3.6)	2.9 (2.5)
	37	1.1 (4.4)	1.0 (3.9)	0.8 (0.6)		37	-0.7 (2.9)	0.2 (3.0)	1.5 (1.5)
	47	1.4 (4.3)	1.3 (4.1)	0.8 (0.5)		47	-0.3 (4.0)	-0.5 (3.4)	1.0 (1.0)
	55	1.6 (4.5)	1.9 (4.1)	0.8 (0.5)		55	-0.1 (3.4)	-0.2 (3.7)	1.4 (1.4)
	72	2.2 (4.3)	2.8 (4.5)	1.2 (0.8)		72	0.3 (3.1)	0.1 (3.4)	0.9 (0.6)
IER (°)	3	0.9 (2.3)	0.9 (2.1)	2.3 (2.0)	APT (mm)	3	1.2 (3.8)	3.8 (5.9)	3.7 (2.1)*
	37	2.0 (4.6)	0.3 (4.6)	2.0 (1.4)*		37	6.7 (6.1)	7.5 (5.2)	1.5 (2.1)
	47	1.8 (5.1)	0.8 (4.5)	1.9 (1.4)		47	7.4 (5.6)	7.8 (4.8)	1.3 (1.3)
	55	1.0 (5.0)	1.3 (4.4)	1.7 (1.2)		55	8.6 (5.2)	8.6 (4.4)	1.5 (1.0)
	72	2.2 (4.9)	2.7 (5.3)	1.9 (1.2)		72	8.9 (5.0)	8.9 (4.8)	0.8 (0.5)
KINETICS									
Fx (%)	3	-1.0 (4.7)	-2.0 (3.7)	1.5 (1.8)	Mx (Nm)	3	10.6 (13.5)	17.2 (12.5)	12.6 (12.9)
	37	-1.5 (2.3)	-1.4 (3.5)	1.0 (1.1)		37	10.5 (10.8)	17.5 (9.6)	8.1 (6.5)*
	47	-2.0 (3.6)	-1.2 (3.4)	1.1 (1.4)		47	12.1 (8.9)	17.5 (9.7)	7.3 (7.7)
	55	-1.8 (3.8)	-1.2 (3.3)	0.8 (0.6)		55	12.4 (11.0)	17.8 (9.6)	6.2 (3.9)*
	72	-2.2 (4.1)	-1.3 (3.3)	1.1 (1.1)		72	11.0 (11.0)	17.8 (9.8)	6.9 (6.2)**
Fy (%)	3	0.5 (0.3)	0.3 (0.5)	0.5 (0.3)	My (Nm)	3	-76.0 (25.3)	-77.0 (19.1)	15.9 (15.3)
	37	0.6 (0.2)	0.3 (0.4)	0.3 (0.3)		37	-84.5 (18.7)	-79.1 (21.3)	10.9 (10.3)
	47	0.6 (0.3)	0.4 (0.4)	0.3 (0.3)		47	-82.1 (13.5)	-78.5 (21.6)	10.9 (12.9)
	55	0.4 (0.3)	0.4 (0.4)	0.3 (0.3)		55	-83.0 (20.9)	-80.5 (19.1)	7.4 (6.9)
	72	0.4 (0.3)	0.6 (0.4)	0.4 (0.2)		72	-82.4 (25.9)	-81.3 (20.2)	9.7 (6.0)

Parameters	Mean quasi-static flexion angles (°)	Mean quasi-static values (SD)	Mean dynamic values (SD)	Absolute mean differences (SD)	Parameters	Mean quasi-static flexion angles (°)	Mean quasi-static values (SD)	Mean dynamic values (SD)	Absolute mean differences (SD)
KINETICS									
Fz (%)	3	101.1 (3.0)	103.7 (3.1)	2.9 (3.2)	Mz (Nm)	3	-0.5 (0.3)	-0.3 (0.8)	0.6 (0.7)
	37	100.1 (3.6)	102.3 (7.3)	5.0 (3.2)		37	-0.7 (0.3)	-0.5 (0.6)	0.4 (0.5)
	47	99.7 (3.9)	101.4 (8.0)	5.9 (3.5)		47	-0.7 (0.5)	-0.4 (0.5)	0.6 (0.6)
	55	99.7 (3.5)	102.8 (6.1)	4.5 (2.4)		55	-0.4 (0.5)	-0.4 (0.5)	0.6 (0.5)
	72	99.9 (3.4)	105.2 (4.0)	5.3 (3.0)**		72	-0.4 (0.5)	-0.4 (0.5)	0.5 (0.5)
COPx (mm)	3	0.0 (0.0)	3.6 (24.1)	17.6 (15.9)	COPy (mm)	3	0.0 (0.0)	-0.3 (19.6)	14.3 (12.6)
	37	-6.0 (28.1)	-3.3 (30.0)	12.4 (9.4)		37	7.1 (11.0)	1.7 (13.2)	9.7 (8.8)
	47	-3.3 (27.9)	-2.5 (30.9)	13.0 (11.2)		47	5.9 (11.4)	2.0 (13.6)	8.2 (7.3)
	55	-4.6 (27.5)	-1.0 (29.1)	9.0 (8.9)		55	2.4 (11.2)	1.8 (13.6)	8.9 (8.5)
	72	-8.6 (37.5)	-2.0 (28.3)	10.6 (12.3)		72	4.7 (10.0)	-0.9 (12.3)	8.2 (8.3)
ELECTROMYOGRAPHY									
RF (%)	3	60.6 (13.3)	60.1 (14.6)	2.5 (3.3)	GM (%)	3	47.4 (32.1)	47.2 (29.9)	6.6 (6.5)
	37	61.1 (13.7)	66.0 (7.9)	5.0 (8.2)**		37	44.8 (31.7)	51.8 (26.0)	7.4 (9.0)*
	47	62.1 (13.7)	66.6 (8.6)	5.1 (7.8)*		47	46.7 (29.9)	51.8 (26.1)	6.2 (6.3)
	55	63.6 (11.9)	68.1 (7.7)	4.9 (7.5)**		55	45.7 (30.7)	52.2 (25.4)	6.4 (7.4)**
	72	67.0 (12.9)	70.1 (7.1)	5.0 (8.2)		72	47.6 (30.0)	53.5 (27.1)	6.1 (7.8)
VL (%)	3	31.8 (24.8)	45.0 (28.8)	13.2 (28.2)**	GL (%)	3	44.1 (16.9)	47.6 (24.1)	11.8 (10.1)
	37	36.2 (23.2)	44.8 (20.2)	8.9 (5.7)**		37	39.0 (21.3)	47.9 (19.1)	9.7 (4.3)**
	47	38.8 (23.4)	43.8 (20.2)	8.3 (5.1)		47	39.8 (21.8)	46.4 (19.7)	6.6 (3.8)**
	55	41.1 (22.3)	47.1 (18.7)	8.4 (5.4)		55	38.7 (21.3)	47.6 (19.2)	8.9 (3.9)**
	72	48.2 (21.5)	52.2 (17.0)	6.2 (4.4)		72	40.8 (19.9)	48.0 (21.9)	8.1 (7.2)*
VM (%)	3	39.4 (23.7)	44.7 (26.3)	5.5 (10.6)	ST (%)	3	73.3 (19.5)	76.8 (18.5)	3.6 (4.0)*
	37	42.9 (21.7)	50.4 (19.7)	7.7 (8.0)**		37	73.6 (19.5)	79.8 (11.9)	6.2 (8.0)**
	47	44.9 (21.8)	50.7 (19.2)	7.6 (5.1)		47	73.6 (19.6)	79.5 (12.1)	5.9 (8.1)**
	55	46.8 (21.5)	52.8 (17.6)	6.6 (5.3)*		55	73.9 (19.6)	78.8 (13.2)	5.0 (7.0)**
	72	53.0 (21.6)	57.5 (16.9)	7.3 (4.8)		72	74.8 (19.5)	77.0 (16.5)	2.5 (3.1)*
TA (%)	3	12.1 (6.3)	12.4 (6.5)	2.3 (3.3)	BF (%)	3	84.0 (6.2)	84.7 (5.5)	1.1 (1.3)
	37	17.0 (6.6)	24.7 (12.1)	7.7 (7.6)**		37	84.3 (6.4)	85.7 (5.6)	1.4 (1.1)*
	47	21.2 (9.7)	26.4 (12.8)	11.8 (9.1)		47	84.4 (6.3)	85.7 (5.9)	1.4 (0.7)**
	55	22.1 (11.0)	27.8 (13.5)	10.7 (7.9)		55	84.7 (6.0)	86.0 (5.5)	2.0 (1.3)
	72	29.0 (13.7)	37.5 (12.0)	11.2 (10.9)		72	85.0 (5.9)	85.8 (6.0)	1.0 (0.8)*

Mean vertical ground reaction force (F_z) was relatively constant during the quasi-static squat and was slightly higher and more variable during fast-dynamic squats, representing $100.1 \pm 0.6\%$ and $103.1 \pm 1.4\%$ of subjects' body weight, respectively (Figure 4.4). A significant difference ($p=0.002$) was found for F_z in the fifth position (Table 4.1). The mean difference for F_z represented $4.7 \pm 1.1\%$ of subjects' body weight. EMG activities recorded during the quasi-static squat were less than those recorded during fast-dynamic squats for the eight muscles. Several differences at the five compared positions were statistically significant (Table 4.1). Mean quasi-static EMG activities represented $90.0 \pm 5.7\%$ of compared dynamic activities.

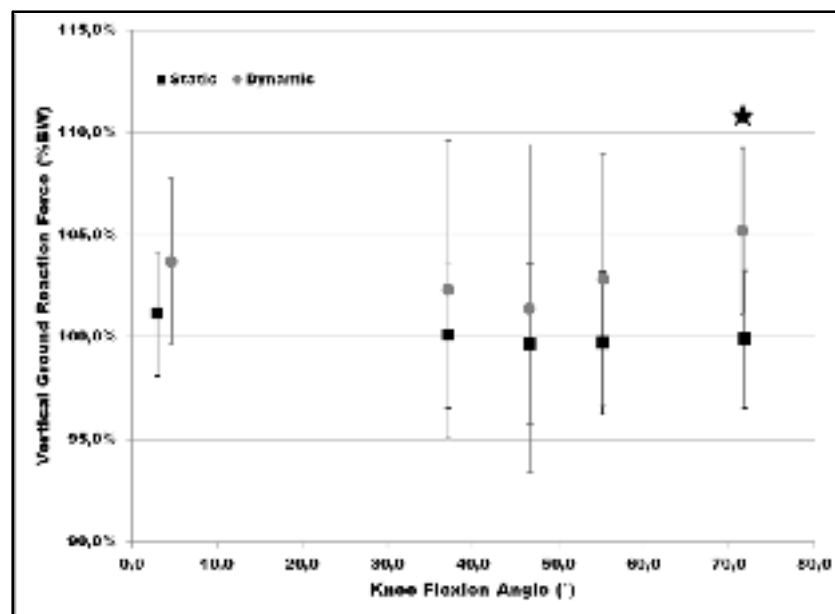


Figure 4.4 Comparison of quasi-static and dynamic vertical ground reaction force: Mean vertical ground reaction force normalized to the subjects' body weight during both quasi-static and fast-dynamic squats ± 1 SD. Black squares represent quasi-static data and gray circles represent dynamic data. Black stars indicate positions where significant differences are found

In summary, mean absolute differences between quasi-static and fast-dynamic squats were $1.5 \pm 1.3^\circ$ for the two rotation parameters, 1.9 ± 2.1 mm for the three displacement parameters, $2.1 \pm 3.0\%$ of subjects' body weight for the three ground reaction force parameters, 6.6 ± 8.9 Nm for the three torque parameters, 11.2 ± 10.5 mm for the two center of pressure

parameters, and $6.3 \pm 8.0\%$ of maximum dynamic EMG activities for the eight muscle activity parameters. Finally, 30.5% of the 105 compared data (21 parameters at 5 squatting positions) were significantly different, and no significant difference was apparent for AA, MLD, Fx, Fy, My, Mz, COPx and COPy. Refer to the additional tables given in supplementary material for all statistics (Table-A III-1 to Table-A III-3 ANNEXE III pages 177 to 179).

4.6 Discussion

There is currently no consensus regarding the similarity of quasi-static and dynamic squatting activities. The only work specifically designed to address this issue was only conducted at low speed on healthy subjects, and provided no information on kinetics and EMG of the lower limbs (Mu *et al.*, 2011). Take into account the overall biomechanics of the lower limbs of healthy and pathological subjects during fast movements could however highlight any differences between quasi-static and dynamic squatting. Such information is particularly valuable for the clinical assessment of OA subjects since this could privilege a dynamic approach, as increasingly suggested today (Hunter, 2009), or a static approach, as practiced so far (Emrani *et al.*, 2008; Hunter et Guermazi, 2012; Zhang *et al.*, 2010).

Significant differences were found for IER, APT and PDT. Significant difference in the second position for IER is explained by the fact that it was the only position where the EMG activities of the eight muscles were significantly different. Especially, EMG activities of VL and VM, which are main stabilizer of the knee, and those of ST and BF, which are the main agonist muscles for IER, recorded at this position were the lowest of the quasi-static squatting with respect to the corresponding dynamic EMG activities. Muscular control of the knee was therefore less important at this quasi-static position, which explains the significant increase of the natural internal rotation of the knee during flexion: 2° in quasi-static vs. 0.3° in fast-dynamic squats. The significant difference found in the first position for APT resulted from several parameters. The first position of quasi-static and fast-dynamic squats corresponded to a natural standing position and was not standardized by the proprioceptive reminder. Thus, anticipating their fast-dynamic squats, subjects flexed their knees 1.6° more

than during the quasi-static squat and moved their center of pressure (COP_x) 4 mm forward, which tended to increase anterior tibial displacement (Johal *et al.*, 2005; Kaiser *et al.*, 2013; Moro-oka *et al.*, 2008; Myers *et al.*, 2012). Moreover, the VL was significantly more active during the first position of fast-dynamic squats, which increased forces transmitted to the tibia, and then augmented anterior tibial displacement. Finally, the various significant differences in PDT simply represent difficulty in defining a femoral coordinate system having an axis coincident with the real axis of knee FE.

Significant differences were also found for F_z and M_x. The difference in F_z was only seen in the fifth position, where the linear and angular accelerations of subjects performing fast-dynamic squats were maximum. Thus, in full knee flexion, maximal linear acceleration was added to the force of gravity, which increased F_z. Significant differences in M_x can be explained not only by the increase in angular acceleration during fast-dynamic squats, but also by the increase of EMG activity of TA which is one of the main agonist muscles of the foot inversion. All eight EMG parameters showed significant differences between quasi-static and fast-dynamic squats. Although these differences seem to influence some kinematic parameters, as described above, this was not the case for AA and MLT of the knee. Control of posture in the coronal plane appeared easier than in the sagittal and transverse planes, probably because of the constraints imposed by geometry and ligaments of the knee.

Although some significant differences were found between quasi-static and fast-dynamic squats, they can be considered small. Indeed, mean absolute differences of the kinematic parameters were $1.5 \pm 1.3^\circ$ for rotations and 1.9 ± 2.1 mm for displacements. These values correspond to those reported by Mu *et al.* (Mu *et al.*, 2011) who concluded that both squatting conditions are equivalent. Moreover, differences in F_z represented only $4.7 \pm 1.1\%$ of subjects' body weight, and mean quasi-static EMG activities embodied $90.0 \pm 5.7\%$ of dynamic EMG activities. Finally, 69.5% of the compared data could be considered equivalent, and 7 of the 21 compared parameters showed no difference in the five squatting positions. This is the case with COP_x and COP_y which are good indicators of overall biomechanics of the lower limbs, since they are the starting point for reverse biomechanics.

The present study has some limitations. First, KneeKG™-specific functional bone coordinate systems curtail the comparison of kinematic results with other studies, particularly those reported by Mu *et al.* (Mu *et al.*, 2011) based on flexion facet center directly visible on medical imaging (Johal *et al.*, 2005). However, the trends are similar, i.e., internal tibial rotation and anterior tibial displacement increase with knee flexion. The amplitude of anterior tibial displacement is in the same order of magnitude as that found in other studies of squatting activities (Carpenter, Majumdar et Ma, 2009; Kaiser *et al.*, 2013; Moro-oka *et al.*, 2008; Myers *et al.*, 2012). The amplitude of internal tibial rotation is generally lower than that observed in the above-mentioned investigations. This difference is due not only to KneeKG™-specific functional bone coordinate systems, but also to the positioning jig and feet wedges. The latter were designed so that subjects could perform quasi-static and fast-dynamic squats in neutral foot, knee and hip rotation. Yet, it has been shown that neutral squats result in lesser internal tibial rotation (Lavoie *et al.*, 2008; Noehren *et al.*, 2012). Second, the five squatting positions recorded during the quasi-static squat were variable from one subject to another and different from the squatting positions expected around 0°, 15°, 30°, 45° and 70° of knee flexion. This variability and these differences were due to approximations made to adjust proprioceptive reminder height. Especially, thickness of soft tissues between the subjects' iliac tuberosity and the proprioceptive reminder was considered to be similar in all subjects, which was far from the reality, particularly among OA subjects. Variability observed in quasi-static knee flexion angles could affect the validity of study results. Nevertheless, if the three outliers (healthy subjects) were removed to reduce the variability of knee flexion angles – $10.5 \pm 2.4^\circ$ instead of $14.4 \pm 5.3^\circ$ – the comparison between quasi-static and dynamic squatting showed fewer differences – 22.8% instead of 30.5% – thus supporting our observations. Third, the number of subjects involved in this study was relatively small, but similar to that assessed by Mu *et al.* (Mu *et al.*, 2011). However, the number of comparisons were greater in our study than in the study of Mu *et al.* (Mu *et al.*, 2011), and this could have increase the risk of errors. The interpretation of results should be done with caution. Fourth, no control of the movement speed was performed and data were collected during both the flexion and extension phases of the fast-dynamic squats. This limit could potentially affect the EMG results, which must be analyzed wisely.

4.7 Conclusion

In conclusion, despite its limitations, this study show for the first time that quasi-static and fast-dynamic squats are comparable in terms of 3D kinematics, 3D kinetics, and EMG of the lower limbs, although some reservations about EMG data still remain. Only a few differences between quasi-static and dynamic parameters were found, but remained small. Studies investigating quasi-static and dynamic squatting activities can be considered with equal confidence, if undertaken in similar conditions. In the light of results, future clinical evaluation of knee OA could be done statically or dynamically. This will facilitate the methodological choice of future investigators, especially for 3D knee kinematic analysis, since the 3D kinetic and EMG analysis can be done during static or dynamic activities with the same equipment. However, fast-dynamic squatting should be preferred for the analysis of maximum stress in the knee, since forces and EMG data remained slightly higher than those recorded during quasi-static squatting.

CHAPITRE 5

SUBMITTED ARTICLE: IN VIVO 3D KINEMATIC ANALYSIS OF LOWER LIMBS WITH KNEE OSTEOARTHRITIS – VALIDATION OF JOINT MODELS WITH A LOW-DOSE X-RAY SYSTEM

Julien Clément,^{1,2} Raphaël Dumas,^{3,4,5} Nicola Hagemeister,^{1,2} Frédéric Lavoie,^{2,6}
Michèle Kanhonou,^{1,2} Jaques A. de Guise^{1,2}

¹ École de technologie supérieure (ÉTS), Montréal (QC), Canada ;

² Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie - Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), Montréal (QC), Canada ;

³ Université de Lyon, F-69622, Lyon, France ; ⁴ Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France ; ⁵ IFSTTAR, UMR_T9406, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC), F-69675, Bron, France ; ⁶ Département of Surgery, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Montréal, Québec, Canada

Article soumis à la revue *Gait & Posture* en septembre 2014.

5.1 Mise en contexte

La revue de la littérature a révélé que la cinématique 3D des genoux OA au cours d'activités dynamiques de grande amplitude manque de données quantitatives précises. Cette situation s'explique en partie par le manque de validation de la majorité des méthodes mathématiques développées pour compenser les ATM. Plus particulièrement, la méthode d'optimisation multi-corps (MBO) choisie dans le cadre de ce projet n'a été évaluée que sur des sujets sains (Andersen *et al.*, 2010), sur des sujets présentant une déficience ligamentaire (Li *et al.*, 2012), ou sur des sujets ayant subi une chirurgie de remplacement total du genou (Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009), mais jamais sur des sujets OA. De surcroît, les trois études ayant évalué les performances de la MBO n'ont testé qu'un nombre restreint de combinaisons de modèles articulaires (Andersen *et al.*, 2010; Li *et al.*, 2012; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009). Il a pourtant été prouvé que ces combinaisons avaient une grande influence sur la cinématique 3D du genou (Duprey, Cheze et Dumas, 2010). Les contraintes cinématiques

imposées par l'articulation de la cheville peuvent en effet modifier de façon considérable les résultats obtenus au niveau du genou (Duprey, Cheze et Dumas, 2010). En outre, les mécanismes parallèles récemment proposés n'ont jamais été validés (Dumas, 2010; Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012).

Le but de ce troisième article vise donc à apporter de nouvelles informations concernant ces problématiques, ce qui permettra de répondre aux 3^{ème} et 4^{ème} objectifs spécifiques de ce projet de doctorat : « *Évaluer la cinématique 3D du genou de sujets OA au cours d'accroupissements sous charge* » et « *Évaluer les performances de huit combinaisons de modèles articulaires utilisées par la MBO pour compenser les ATM intervenant au cours d'accroupissements dynamiques* ». La méthode utilisée pour évaluer les performances des différentes combinaisons de modèles articulaires consiste à comparer la cinématique 3D du genou enregistrée à l'aide du KneeKGTM au cours d'accroupissements dynamiques et raffinée par la MBO, à la cinématique 3D du genou enregistrée à l'aide du système EOS[®] au cours d'accroupissements quasi-statiques qui servira de référence « Gold Standard » dans la suite du projet. Cette méthode s'appuie sur les résultats de l'article présenté au CHAPITRE 4 qui démontrent que les accroupissements dynamiques et quasi-statiques sont comparables. Les travaux relatifs à cet article ont été présentés à plusieurs congrès internationaux dont le 39^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique (SB) (Valenciennes, France) (Clément *et al.*, 2014b), et le 13^{ème} symposium international sur l'analyse 3D du mouvement humain (3D-AHM) (Lausanne, Suisse) (Clément *et al.*, 2014a).

5.2 Abstract

Lower limb kinematics with knee osteoarthritis (OA) needs documentation. No motion capture method is accurate enough to analyze this pathology in clinics since marker-based kinematics is distorted by soft tissue artefacts (STA). Indeed, kinematic errors due to STA can reach 20° and 30 mm for knee rotations and displacements respectively. Multi-body optimization (MBO) is one of the methods developed to compensate for STA. However, the sets of joint models used in MBO to constrain kinematics lack of validation, especially those

involving parallel mechanisms for the knee. This study validated 8 sets of joint models used in MBO and assessed OA knee kinematics during weight-bearing squatting activities. Ten patients with knee OA were recruited. Each patient performed dynamic squats recorded with a motion capture system (KneeKG™), and quasi-static squats tracked with a low-dose, upright, biplanar radiographic imaging system (EOS®). The 8 sets of joint models were evaluated by comparing model-based dynamic knee kinematics with quasi-static knee kinematics. Root mean square error values ranged from 1.4° to 12.9° for rotations and from 2.2 mm to 6.8 mm for displacements. OA knees presented high adduction angles (7°), little amplitude in internal tibial rotation (10°) and slight anterior tibial displacement (1.3 mm) during squats compared to healthy knee kinematics as reported in the literature. None of the sets of joint models was optimal for STA compensation. Future studies should investigate MBO with sets of joint models based on patients-specific joint geometry, or other methods for STA compensation based on modeling of STA.

Keywords: Knee osteoarthritis; 3D kinematics; Multi-body optimization; Squatting activity.

5.3 Introduction

Clinical interest in 3D kinematic analysis of lower limbs with knee osteoarthritis (OA) is increasing since it may provide objective and quantitative information on the biomechanical impact of the disease on knee joints. In particular, squatting activities are the second most studied dynamic activity for evaluating knee joint function in orthopedics (Fukagawa *et al.*, 2012). They are especially investigated after a total knee arthroplasty (TKA) since they remain the most difficult activity to carry out by patients with TKA (Weiss *et al.*, 2002). However, the inability of TKA to restore normal knee kinematics is still poorly understood (Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). This is largely due to the fact that very few studies evaluated the 3D kinematics of OA knees during active and weight-bearing squatting activities (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). Yet this information is crucial to further understand how OA affects knee function before TKA, but also to improve the design of prosthesis and to refine the

surgical procedures and rehabilitation programs, since patients expect to perform squatting activities more easily after surgery (Hamai *et al.*, 2009; Weiss *et al.*, 2002).

To our knowledge, four recent studies evaluated the 3D kinematics of OA knees during weight-bearing squatting activities (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). Despite their high accuracy, the methods employed – a combination of computed tomography and monoplane fluoroscopy (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013) or magnetic resonance imaging (MRI) and biplane fluoroscopy (Yue *et al.*, 2011) – are irradiating and expensive which limits their use in clinical routine (Brenner et Hall, 2007; Hunter, 2009). These drawbacks can be avoided by deploying motion capture systems, but would be detrimental to the accuracy of knee kinematic measures. Indeed, calculating knee kinematics from trajectories of skin markers is greatly influenced by soft tissue artefacts (STA). STA represent the motions of skin markers relative to underlying bones and generate kinematic errors exceeding 20° for knee rotations and 30 mm for knee displacements during squatting activities (Peters *et al.*, 2010). These errors are far higher than those obtained using the methods discussed above, which are less than 1° for rotations and 2 mm for displacements (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011).

Among the various methods developed to compensate for STA (Leardini *et al.*, 2005), multi-body optimization (MBO) minimizes, under kinematic constraints, differences between measured and model-predicted marker coordinates (Lu et O'Connor, 1999). Various kinematic constraints imposed by the geometry of joint models were tested with MBO: the ankle and knee joints were modeled as spherical joints (Andersen *et al.*, 2010; Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Lu et O'Connor, 1999; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009), hinge joints (Andersen *et al.*, 2010; Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Reinbolt *et al.*, 2005), universal joints (Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Reinbolt *et al.*, 2005), or parallel mechanisms (Duprey, Cheze et Dumas, 2010), while the hip joint was modeled as a spherical joint (Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Li *et al.*, 2012; Lu et O'Connor, 1999; Reinbolt *et al.*, 2005; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009). Another way to define these kinematic constraints

consists in coupling the secondary knee rotations and displacements to knee flexion-extension (Li *et al.*, 2012; Scheys *et al.*, 2011; Zheng *et al.*, 2014).

Three recent studies with primary objective to validate MBO directly on subjects, by comparing model-based knee kinematics derived from skin markers with that derived from fluoroscopy (Li *et al.*, 2012; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009) or bone pin markers (Andersen *et al.*, 2010), were published. These studies concluded that MBO did not reduce STA, or improve the validity of knee kinematics. However, they tested only few sets of joint models despite their influence on lower limb kinematics, e.g., kinematic constraints imposed to the ankle can alter the knee kinematics (Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Moniz-Pereira *et al.*, 2014). Especially, the use of parallel mechanisms for modeling the knee has never been validated using direct measurements on subjects (Duprey, Cheze et Dumas, 2010). Moreover, MBO has been validated in patients with ligament deficiency (Li *et al.*, 2012) or TKA (Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009) but never in patients with knee OA, and it would be valuable to develop a fairly-accurate motion capture method to analyze this pathology in a clinical context. As the pathological knees can demonstrate atypical kinematics, the goals of the present study were to evaluate the 3D kinematics of patients with knee OA during weight-bearing squatting activities and to validate the performance of 8 sets of joint models used in MBO to compensate for STA in this case.

5.4 Methods

5.4.1 Subjects

Ten patients (7 women, 3 men, age 60.8 ± 5.9 years, height 161.4 ± 7.7 cm, weight 85.7 ± 9.9 kg, body mass index 33.8 ± 3.8 kg*m⁻²) volunteered to participate and gave informed consent. Patient selection criteria were as follows: disabling bicompartamental OA of the knee, age 70 years or less, scheduled for total knee arthroplasty (TKA), ability to perform squats, functional cruciate ligaments, coronal malalignment of the knees less than 15°, knee flexion contracture of 10° or less, and maximum flexion angle greater than 90°. Clinical examination before the trials included X-rays to assess lower limb axial alignments, i.e. hip-

knee-ankle (HKA: $172.9 \pm 4.9^\circ$), hip-knee center of femoral-shaft (HKS: $6.7 \pm 1.4^\circ$), condylar-shaft (CS: $90.7 \pm 1.2^\circ$) and plateau-ankle (PA: $87.6 \pm 3.0^\circ$) angles as well as radiographic OA level according to Kellgren & Lawrence classification. Cruciate ligament integrity was confirmed during TKA. In total, 10 knees with grade 4 OA were analyzed in this study. This study was approved by the Ethics Committees of the CRCHUM and ÉTS (Montréal, QC, Canada).

5.4.2 Experimental protocol

Each patient performed two squatting conditions. Dynamic squats were recorded by the KneeKG™ (Emovi Inc., Laval, QC, Canada) and consisted of performing series of 0° - 60° - 0° knee flexion-extension at self-selected speed during 10 s. This motion capture tool is composed of a belt tied around the iliac crests, a harness lying onto the femoral condyles, and a plate fixed onto the tibial crest (Figure 5.1). The KneeKG™ provides more accurate and reproducible measures of knee kinematics than skin markers (Hagemeister *et al.*, 2005; Südhoff *et al.*, 2007), but it is still influenced by STA errors which can reach 7° and 11 mm for knee bone rotations and displacements (Südhoff *et al.*, 2007). KneeKG™ markers were measured by Polaris Spectra® camera (60-Hz, NDI, Waterloo, ON, Canada) (Figure 5.1). The KneeKG™ was fixed on the pathological limb of patients. Functional calibration was undertaken to identify hip and knee joint centers (Hagemeister *et al.*, 2005), and the following anatomical landmarks were pointed: anterior and posterior superior iliac spines, internal and external malleoli, calcaneus, and 1st and 5th metatarsal heads.

The quasi-static squat was recorded by EOS® (EOS imaging Inc., Paris, France) and comprised 5 knee flexion positions (0° , 30° , 40° , 50° and 60°) maintained during acquisition time (around 10 s). This biplane radiographic imaging system provides fast, reproducible and accurate 3D reconstructions of the lower limb bones, with the advantage of placing patients in a weight-bearing position and drastically reducing the radiation doses they receive compared to computed tomography (Folinois *et al.*, 2013).

Due to technical constraints, i.e. patients had to face the back of the EOS[®] system and no camera could fit in the cab, the two squatting conditions could not be measured simultaneously. Dynamic and quasi-static squats were nevertheless standardized with a positioning jig and feet wedges (Figure 5.1) (Clément *et al.*, 2014d).



Figure 5.1 Representation of the experimental protocol: The patient (A) performed squats standardized with positioning jig (B) with a proprioceptive reminder and feet wedges. Kinematic data during dynamic squats were recorded by the KneeKGTM consisting of a harness (C) attached on the thigh, a plate (D) attached on the shank, a belt (E) attached on the pelvis, and a reference (F) attached on the positioning jig. The KneeKGTM was equipped with passive markers measured by a Polaris Spectra[®] camera (G). 3D knee kinematics during the quasi-static squat was recorded by the EOS[®] system (H).

The proprioceptive reminder was adjusted in height according to the required angle of flexion of the knee (0°, 30°, 40°, 50° and 60°)

5.4.3 Data processing

MBO was performed on raw dynamic kinematics using the same objective function and joint constraints as described previously (Duprey, Cheze et Dumas, 2010). The 8 sets of joint models evaluated in this study corresponded to the following joint constraints at the ankle, knee and hip joints: NNN, SSS, USS, PSS, SHS, UHS, SPS and PPS (where N, S, U, H and P stand for “no model”, spherical, universal, hinge joint models and parallel mechanisms, respectively) (Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Moniz-Pereira *et al.*, 2014). The parallel mechanism modeling the ankle was composed of 1 spherical joint and 2 isometric ligaments, while the parallel mechanism modeling the knee was composed of 2 sphere-on-plane contacts and 3 isometric ligaments. The geometry of these parallel mechanisms were derived from *in vitro* measurements (Parenti-Castelli et Sancisi, 2013). As in (Duprey, Cheze et Dumas, 2010), the parallel mechanisms were not adjusted to patient-specific geometry. Initial values used to solve the optimisation problem were obtained by constructing, at each frame, generalized coordinates (Dumas et Chèze, 2007) from KneeKG™ markers and anatomical landmarks. These generalized coordinates were used to define non orthogonal anatomical coordinate systems of the pelvis, thigh, shank and foot (Dumas et Chèze, 2007).

The 5 biplane radiographs recorded with EOS® were used to obtain quasi-static knee kinematics (Kanhonou *et al.*, 2014). First, generic models of knee bones were deformed until their projected silhouettes adjusted to the contours of patients’ bones on radiographs taken at 0° of knee flexion (Chaibi *et al.*, 2012). Then, bone models were registered on the 4 remaining biplane radiographs with a rigid 2D/3D registration method and an iterative closest point-based algorithm (Figure 5.2) (Besl et McKay, 1992). Finally, generalized coordinates (Dumas et Chèze, 2007), identical to those defined during MBO, were delineated at 5 positions from the bone models.

The performance of the 8 sets of joint models to compensate for STA was evaluated in terms of knee kinematics. The performance of the 8 sets of joint models on the ankle and hip

kinematics could not be assessed due to lack of reconstruction methods for foot and pelvic bones from the EOS[®] biplane radiographs. Knee kinematics was directly deduced from the generalized coordinates derived from MBO and knee bone models (Dumas et Chèze, 2007), and was defined as motion of the tibia relative to the femur according to International society of biomechanics guidelines (Wu *et al.*, 2002). The kinematics of OA knees obtained with the 8 sets of joint models was validated by comparing dynamic kinematics with quasi-static kinematics for the 5 positions where flexion angles were similar. Comparisons were made by Wilcoxon signed-rank test ($p=0.05$), and root mean square errors (RMS) were computed and averaged for the 10 patients and 5 positions. Kinematic, imaging and statistical data processing were performed with Matlab (R2012a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).



Figure 5.2 Example of patient-specific femur and tibia 3D models, and knee bone 2D segmentations, after rigid 2D/3D registration on biplane radiographs taken at 30° of knee flexion

5.5 Results

Mean knee flexion angles achieved by the 10 patients during the quasi-static squat were $5.9 \pm 5.4^\circ$, $27.8 \pm 9.1^\circ$, $38.2 \pm 9.0^\circ$, $47.8 \pm 8.8^\circ$, and $62.0 \pm 9.7^\circ$. OA knees disclosed a slight increase in adduction, a steady increment in internal rotation, and relatively constant anterior displacement throughout the quasi-static squat measured by EOS[®]. On average, adduction was $3.6 \pm 4.5^\circ$, internal rotation was $10.0 \pm 5.0^\circ$, and anterior displacement was 1.3 ± 1.7 mm during the quasi-static squat (Figure 5.3). Table 5.1 reports the RMS values of dynamic knee kinematics obtained with the 8 sets of joint models versus quasi-static knee kinematics obtained with the EOS[®] system for flexion-extension (FE), abduction-adduction (AA),

internal-
displace
1.4±1.6°
displace
knee kin
kinemati

Perform
rotation
Indeed,
moveme
5 analyz
significa
demonst
compare
Subsequ
manifest
terms of
SPS and
whereas

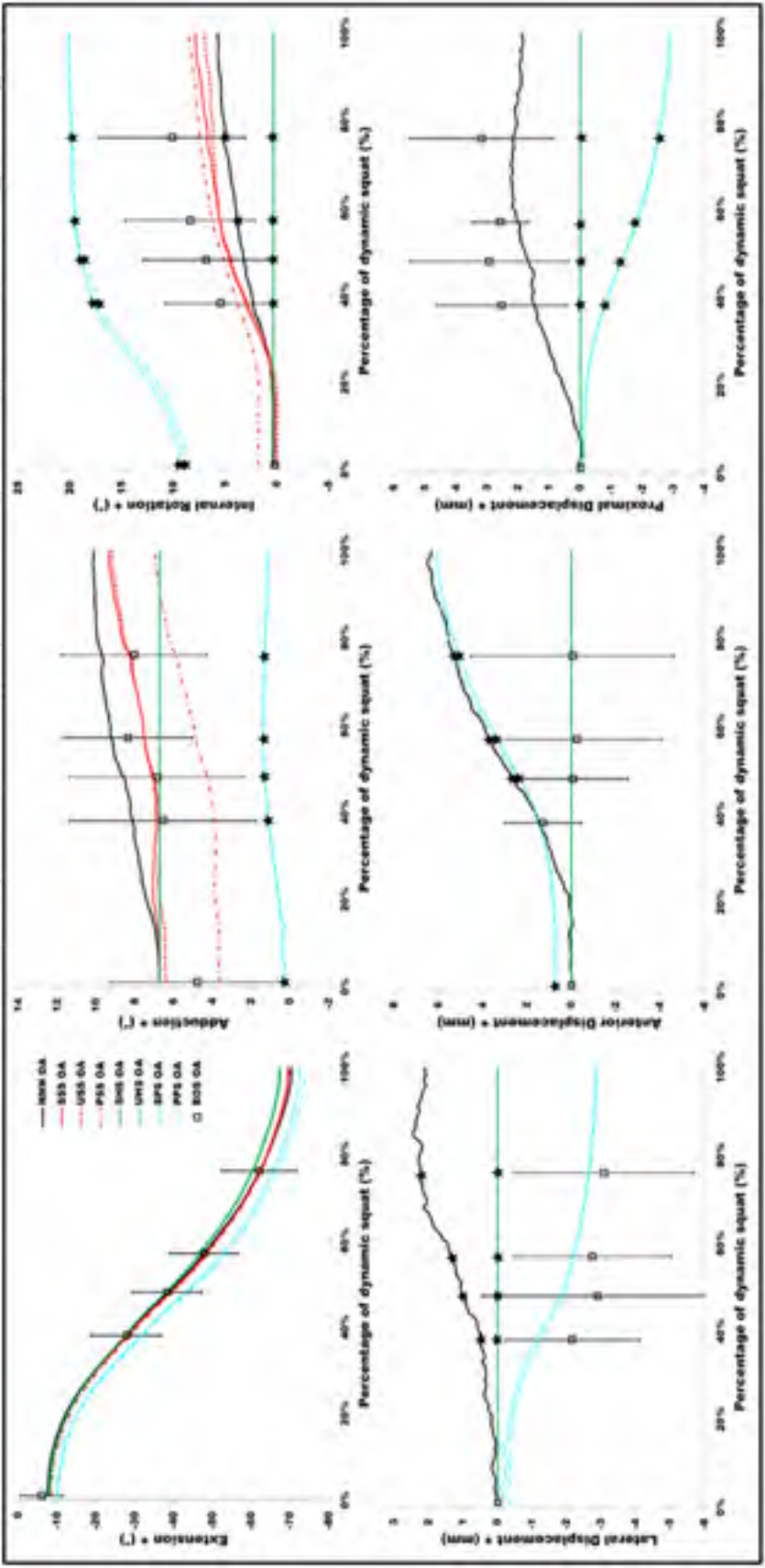


Figure 5.3 Mean OA knee kinematics of the ten patients obtained during weight-bearing squats with the 8 sets of joint models used in MBO (NNN, SSS, USS, PSS, SHS, UHS, SPS and PPS) and with the EOS® system. Black stars indicate significant differences (p<0.05)

posterior
ed from
for knee
dynamic
tic knee

g to the
ure 5.3).
iological
e for the
ich were
/HS sets
fference
of IER.
HS sets
EOS® in
ved from
n EOS®,

Table 5.1 RMS values (SD) of dynamic vs. quasi-static OA knee kinematics for the ten patients and five positions of comparison

	NNN	SSS	USS	PSS	SHS	UHS	SPS	PPS
FE	1.4 (1.6)	1.5 (1.5)	1.5 (1.6)	1.4 (1.7)	1.5 (1.7)	1.7 (1.8)	1.6 (2.3)	1.6 (2.4)
AA	7.4 (1.5)	7.8 (1.5)	7.8 (1.6)	7.7 (1.3)	6.0 (0.6)	6.0 (0.6)	7.1 (0.6)	7.2 (0.6)
IER	5.6 (3.1)	4.7 (2.4)	4.8 (2.1)	5.5 (1.1)	7.6 (4.2)	7.6 (4.2)	12.9 (1.5)	12.7 (1.5)
MLD	3.9 (2.2)	2.9 (1.7)	2.9 (1.7)	2.9 (1.7)	2.9 (1.7)	2.9 (1.7)	2.3 (0.9)	2.2 (1.1)
APD	6.0 (4.1)	2.5 (1.7)	2.5 (1.7)	2.5 (1.7)	2.5 (1.7)	2.5 (1.7)	3.3 (2.3)	3.3 (2.3)
PDD	2.8 (1.3)	2.7 (1.6)	2.7 (1.6)	2.7 (1.6)	2.7 (1.6)	2.7 (1.6)	3.8 (2.1)	3.8 (2.2)

5.6 Discussion

There is little information on the knee kinematics just prior to TKA. To our knowledge, only 4 studies evaluated the 3D kinematics of patients with knee OA during weight-bearing squatting activities (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). This situation is mainly due to the difficulty to implement in clinical routine the most accurate measurement techniques (Brenner et Hall, 2007; Hamai *et al.*, 2009; Hunter, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011), while the simplest measurement techniques to use are too inaccurate for such analysis (Leardini *et al.*, 2005; Peters *et al.*, 2010; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009).

The 4 studies found that OA knees have different kinematic patterns from those of healthy knees during squatting activities: OA knees showed relatively high adduction angle (varus deformity) with little amplitude of movement throughout the squat (Yue *et al.*, 2011), limited range of motion for tibial internal rotation (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013), and very little tibial anterior displacement (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). These findings are consistent with those in the present study. Indeed, (Yue *et al.*, 2011) reported an adduction

angle of 2-3° (1° of amplitude) between 0 and 60° of knee flexion, compared to 4.8-8.0° (3.6° of amplitude) between 5.9 and 62.0° of knee flexion in our study. Furthermore, the 4 investigations mentioned above observed an internal rotation of 7-9° in amplitude between 0 and 60° of knee flexion (Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011), which is in the same order of magnitude of 10.0° measured in our study. Finally, (Kitagawa *et al.*, 2010) and (Hamai *et al.*, 2009) reported almost-zero anterior displacement between 0 and 60° of knee flexion, whereas (Mochizuki *et al.*, 2013) and (Yue *et al.*, 2011) observed anterior displacement up to 4 mm in amplitude, which is in accordance with 1.3 mm found in our study. As stated in (Hamai *et al.*, 2009), reduced anterior displacement during weight-bearing squats can be explained by the erosion of joint contact surfaces, the presence of osteophytes, and soft tissue contractures.

In such context, it was important to evaluate the ability of MBO to provide valid model-based knee kinematics for patients with knee OA. Our results showed that the model-based kinematics obtained with MBO greatly depended on the constraints imposed by the 8 sets of joint models, as previously mentioned in (Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Moniz-Pereira *et al.*, 2014). Moreover, even if some sets of joint models were able to compensate for STA for some of the knee rotations and displacements and some of the analyzed positions, RMS values remained relatively large. None of the 8 sets of joint models is, therefore, ideal for STA compensation in patients with knee OA. Since RMS values can reach more than 12,9° in rotation and 6,0 mm in displacement, MBO with the currently available joint models seems to be unsuitable for quantification of OA knee kinematics for clinical application. These observations are consistent with the findings of previous studies (Andersen *et al.*, 2010; Li *et al.*, 2012; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009). It should also be mentioned that the NNN set refers to a special case of MBO, equivalent to single-body optimisation, i.e. least square segment pose estimation. In the present case, the knee kinematics obtained with the MBO and the NNN set is that of the KneeKG™.

This study had several limitations. First, the number of patients participating was relatively small, but remained similar to that assessed by studies which analyzed OA knee kinematics

(Hamai *et al.*, 2009; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Yue *et al.*, 2011). Moreover, the number of patients was higher than that assessed by investigations which validated MBO (Andersen *et al.*, 2010; Li *et al.*, 2012; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009). Second, performance of the 8 sets of joint models was validated by comparing dynamic and quasi-static squats recorded separately. Hence, the differences observed between the two squatting conditions were not only due to STA and the sets of joint models, but also to some differences in the performed movements. However, we ensure that the differences of movements between the two squatting conditions were the lowest possible. Indeed, the two squatting conditions were standardized with a positioning jig with feet wedges. Our previous study (Clément *et al.*, 2014d) using this jig showed that dynamic and quasi-static squats recorded consecutively with the KneeKG™ were similar in terms of kinematics, kinetics and electromyography of the lower limbs, which increased the relevance of our methodology. Furthermore, (Mu *et al.*, 2011) showed that dynamic and quasi-static squats recorded using two different tools on two different cohorts were comparable in terms of knee kinematics. The bias of our study should be then limited. Third, the kinematic constraints, especially the ones imposed by the parallel mechanisms, were not adapted to the patient-specific geometry, i.e. they were the same for all patients. It resulted in reduced inter-subject variability of the kinematic data derived from the SPS and PPS sets, and loss of specific characteristics, such as limited internal rotation and anterior displacement observed in OA patients with EOS®. Customized couplings between the secondary rotations and displacements and the flexion-extension derived from MRI or fluoroscopy have yet recently been proposed and have shown encouraging results (Scheys *et al.*, 2011; Zheng *et al.*, 2014). Our approach was, however, in first intent, to compensate for STA with the least amount of information (i.e., without medical imaging) in the perspective of clinical routine. The performance of the 8 sets of joint models without customization was found poor. Patient-specific knee bone geometry, and origins and insertions of knee ligaments as well as KneeKG™ calibration customized with EOS® images, or other medical imaging system, seem required. We will investigate such customized approach in future work. Other methods for STA compensation, such as a double calibration or modeling of STA, should be also considered.

5.7 Conclusion

In conclusion, this study shows that OA knees present high adduction angles and little amplitude in internal tibial rotation and anterior tibial displacement during weight-bearing squats, and that none of the 8 sets of joint models used with MBO was able to compensate for the effects of STA. Future studies should investigate joint models based on patient-specific knee joint geometry and physiology to improve MBO performance and provide model-based kinematics suitable for clinical applications.

CHAPITRE 6

SUBMITTED ARTICLE: SOFT TISSUE ARTEFACTS COMPENSATION IN KNEE KINEMATICS BY MULTI-BODY OPTIMIZATION: PERFORMANCE OF SUBJECT-SPECIFIC KNEE JOINT MODELS

Julien Clément,^{1,2} Raphaël Dumas,^{3,4,5} Nicola Hagemeister,^{1,2} Jaques A. de Guise^{1,2}

¹ École de technologie supérieure (ÉTS), Montréal (QC), Canada ;

² Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie - Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM), Montréal (QC), Canada ;

³ Université de Lyon, F-69622, Lyon, France ; ⁴ Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France ; ⁵ IFSTTAR, UMR_T9406, Laboratoire de Biomécanique et

Mécanique des Chocs (LBMC), F-69675, Bron, France

Article soumis à la revue Journal of Biomechanics en août 2014.

6.1 Mise en contexte

Aucune des modélisations utilisées en MBO n'est aujourd'hui capable de compenser efficacement les effets des ATM sur les mesures du KneeKG™, comme l'ont montré les résultats de l'article présenté au CHAPITRE 5 précédent. Plusieurs études ont cependant suggéré qu'une modélisation avancée du genou, adaptée à la géométrie et la physiologie des sujets, permettrait d'améliorer les performances de la MBO (Andersen *et al.*, 2010; Clément *et al.*, 2014 (Submitted)-b; Duprey, Cheze et Dumas, 2010). Quantifier la cinématique 3D du genou propre à chaque sujet avec une plus grande précision permettrait ainsi de favoriser l'utilisation de la stéréophotogrammétrie par les professionnels de la santé, en particulier pour réaliser le suivi de sujets atteints de troubles articulaires tels que l'OA.

Le but de ce quatrième article correspond donc au 5^{ième} objectif spécifique de ce projet de doctorat : « *Évaluer les performances de modèles personnalisés du genou pour compenser les ATM intervenant lors d'accroupissements dynamiques sur des sujets sains et OA* ». Les performances des modèles personnalisés du genou utilisés lors de la MBO seront évaluées de

la même façon que pour l'article précédent. La cinématique 3D raffinée du KneeKG™ sera comparée à la cinématique 3D de référence du système EOS®, toujours en se basant sur les résultats de l'article soutenant le fait que les accroupissements dynamiques et quasi-statiques sont comparables.

6.2 Abstract

Soft tissue artefacts (STA) distort marker-based knee kinematics measures and make them difficult to use in clinical practice. None of the current methods designed to compensate for STA is suitable, but multi-body optimization (MBO) has demonstrated encouraging results and can be improved. The goal of this study is to evaluate the performance of subject-specific knee joint models in MBO to reduce STA errors and compare it with conventional models. Twenty subjects were recruited: 10 healthy and 10 osteoarthritis (OA) subjects. Subject-specific knee joint models were evaluated by comparing dynamic knee kinematics recorded by a motion capture system (KneeKG™) and optimized with MBO to quasi-static knee kinematics measured by a low-dose, upright, biplanar radiographic imaging system (EOS®). Errors due to STA ranged from 1.6° to 22.4° for knee rotations and from 0.8 mm to 14.9 mm for knee displacements in healthy and OA subjects. Subject-specific knee joint models were most effective in compensating for STA in terms of abduction-adduction, inter-external rotation and antero-posterior displacement. Root mean square errors with subject-specific knee joint models ranged from 2.2±1.2° to 6.0±3.9° for knee rotations and from 2.4±1.1 mm to 4.3±2.4 mm for knee displacements in healthy and OA subjects, respectively. Our study shows, for the first time, that MBO can be improved with subject-specific knee joint models. Nevertheless, some errors remain. Future investigations should focus on more refined knee joint models to reproduce specific OA knee geometry and physiology.

Keywords: 3D knee kinematics; Multi-body optimization; Soft tissue artefacts; Subject-specific knee model.

6.3 Introduction

Stereophotogrammetry is the most widespread technique used to analyze the 3D kinematics of knee joints (Cappozzo *et al.*, 2005). This technique consists in measuring the trajectories of markers glued on skin of the lower limbs, or mounted on special instruments fastened to the thigh and shank, and deducing the movements of tibial and femoral bones. Although stereophotogrammetry assesses knee movements in a simple and non-invasive way, the resulting 3D kinematics remains highly inaccurate. Indeed, the markers move relative to the underlying bones because of inertial effects, skin deformations and muscle contractions (Cappozzo *et al.*, 1996), which can lead to kinematic errors exceeding 20° and 30 mm for knee rotations and displacements respectively (Peters *et al.*, 2010). These errors, known as soft tissue artefacts (STA), still remain the main limitation of stereophotogrammetry in clinical practice (Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009).

Many mathematical methods designed to compensate for STA have been developed in the past two decades, e.g., dynamic calibration (Lucchetti *et al.*, 1998), multi-body optimization (MBO) (Lu et O'Connor, 1999), point cluster technique (Alexander et Andriacchi, 2001) and double anatomical landmark calibration (Cappello *et al.*, 2005). To date, however, none of these methods is universally accepted by the scientific community, since they cannot accurately estimate 3D knee kinematics (Leardini *et al.*, 2005) or are too restrictive for clinical application (Cappello *et al.*, 2005).

Although its purpose is to follow marker coordinates as best as possible while respecting kinematic constraints imposed by joint models (Lu et O'Connor, 1999), MBO still has great potential for improvement. Despite the fact that the generic joint models tested so far have shown limitations in effectively reducing errors due to STA (Andersen *et al.*, 2010; Clément *et al.*, 2014b; Li *et al.*, 2012; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009), it has been suggested that more advanced and subject-specific knee models could improve MBO (Andersen *et al.*, 2010; Clément *et al.*, 2014b; Duprey, Cheze et Dumas, 2010).

The aim of the present study was to evaluate the performance of advanced, subject-specific knee joint models in MBO to compensate for STA. Specifically, we assume that subject-specific knee parameters, combined with a parallel mechanism imposing kinematic constraints adapted to the geometry and physiology of subjects' knees, could better correct the errors associated with STA. Finally, to assess the clinical relevance of this approach, two subject categories were enrolled, i.e., healthy and osteoarthritis (OA) subjects.

6.4 Methods

6.4.1 Subjects

Twenty subjects volunteered to participate and gave informed consent after study approval by the CRCHUM and ÉTS ethics committees: 10 healthy subjects (5 women, 5 men, age 54.9 ± 9.3 years, height 166.7 ± 9.4 cm, weight 70.9 ± 13.0 kg) and 10 OA subjects (7 women, 3 men, age 60.8 ± 5.9 years, height 161.4 ± 7.7 cm, weight 85.7 ± 9.9 kg). All subjects, aged between 38 and 70 years, had no neurological, heart or balance problems. The healthy subjects had no previous knee injury, no knee pain, or any evidence of knee attrition, while OA subjects were waiting for total knee replacement surgery.

6.4.2 Experimental protocol

As described by Clément *et al.* (2014b), 3D knee kinematics was recorded by the KneeKG™ (Emovi Inc., Laval, QC, Canada) (Lustig *et al.*, 2012b) and Polaris Spectra® camera (60-Hz, NDI, Waterloo, ON, Canada). The KneeKG™ was randomly fixed on one of the lower limbs of healthy subjects or on the pathological limb of OA subjects (Figure 6.1), and was calibrated to identify specific anatomical landmarks: calcaneus, 1st and 5th metatarsal, medial and lateral malleoli, medial and lateral condyles, femoral head, and anterior and posterior superior iliac spines. Each subject then did dynamic squats (0° - 60° - 0° of knee flexion) standardized with a positioning jig (Clément *et al.*, 2014d) (Figure 6.1). Later, after moving the positioning jig in the EOS® upright biplane radiographic imaging system (EOS Imaging

Inc., Paris, France) (Wybier et Bossard, 2013), each subject performed a quasi-static squat consisting of 5 positions of knee flexion positions (0° , 30° , 40° , 50° and 60°) (Figure 6.2).

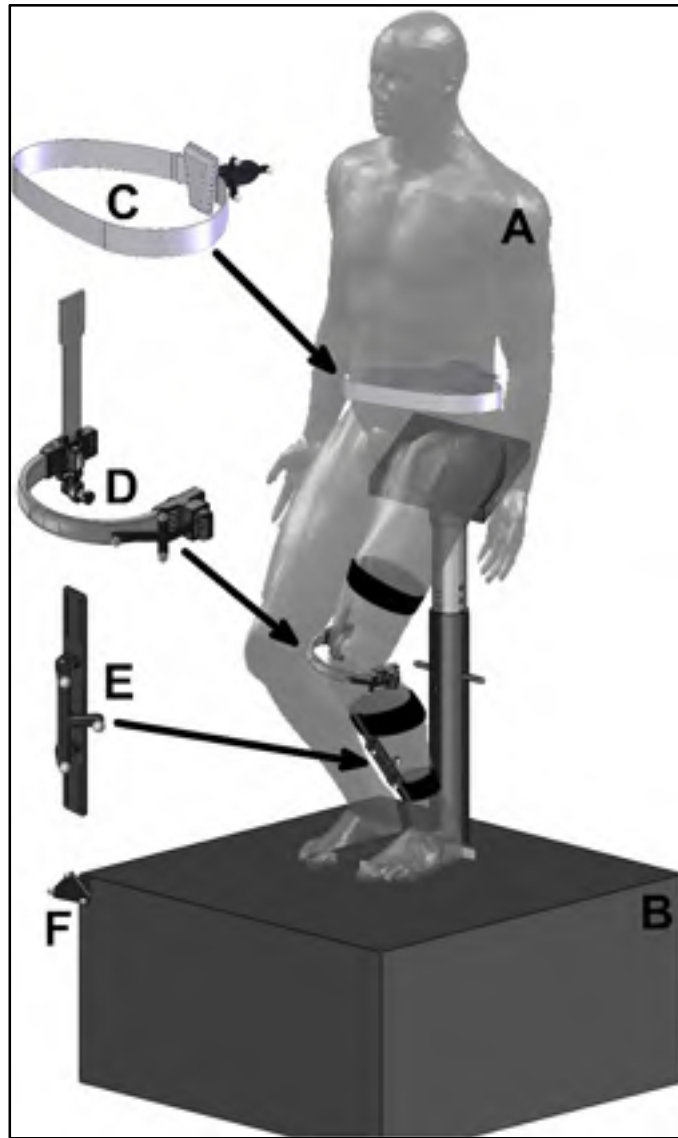


Figure 6.1 Experimental protocol: The patient (A) performed squats standardized by a positioning jig (B) with a proprioceptive reminder and feet wedges. Kinematic data during the dynamic squats were recorded by the KneeKG™ consisting of a belt (C) attached on the pelvis, a harness (D) attached on the thigh, a plate (E) attached on the shank, and a reference (F) attached on the positioning jig. The proprioceptive reminder was adjusted in height according to the required angle of knee flexion (60° for dynamic squats and 0° , 30° , 40° , 50° and 60° for quasi-static squats)

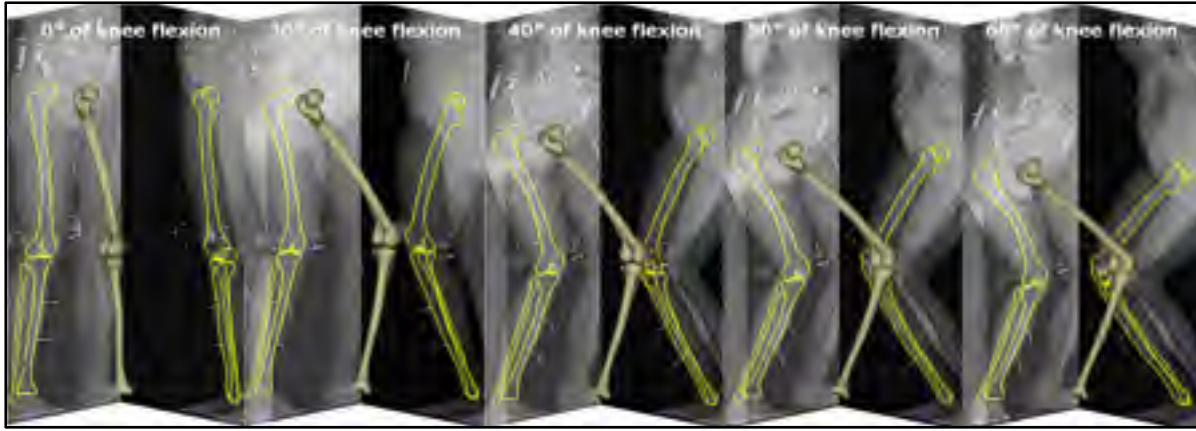


Figure 6.2 Five biplane radiographs acquired by the EOS[®] system during quasi-static squats: 3D bone models and 2D bone segmentations are shown for 5 angles of flexion

6.4.3 Parameter definition

MBO was undertaken with generalized coordinates (Dumas et Chèze, 2007) which consist of defining, for each bone segment i , 2 position vectors (proximal P_i and distal D_i joint centers) and 2 unitary direction vectors (u_i normal to the frontal plane and w_i aligned with the distal joint flexion-extension axis) (Figure 6.3):

$$Q_i = [u_i \quad r_{P_i} \quad r_{D_i} \quad w_i]^T \quad (6.1)$$

with $i = 1, 2, 3$ and 4 for the foot, tibia/fibula, femur and pelvis, respectively.

Q_1 and Q_4 were defined with functional KneeKG[™] calibration, while Q_2 and Q_3 could be defined either from functional KneeKG[™] calibration (Hagemeister *et al.*, 2005) or from anatomical KneeKG[™] calibration using the subject-specific femur and tibia/fibula bone models as detailed subsequently (Figure 6.3). Knee kinematics was directly deduced from Q_2 and Q_3 (Dumas *et al.*, 2012; Duprey, Cheze et Dumas, 2010). Knee rotations were calculated from motion of the tibia relative to the femur according to Wu *et al.* (2002), and knee displacements were defined as non-orthonormal projection (Desroches, Cheze et Dumas, 2010) of the vector from D_3 to P_2 on the femoral joint coordinate system.

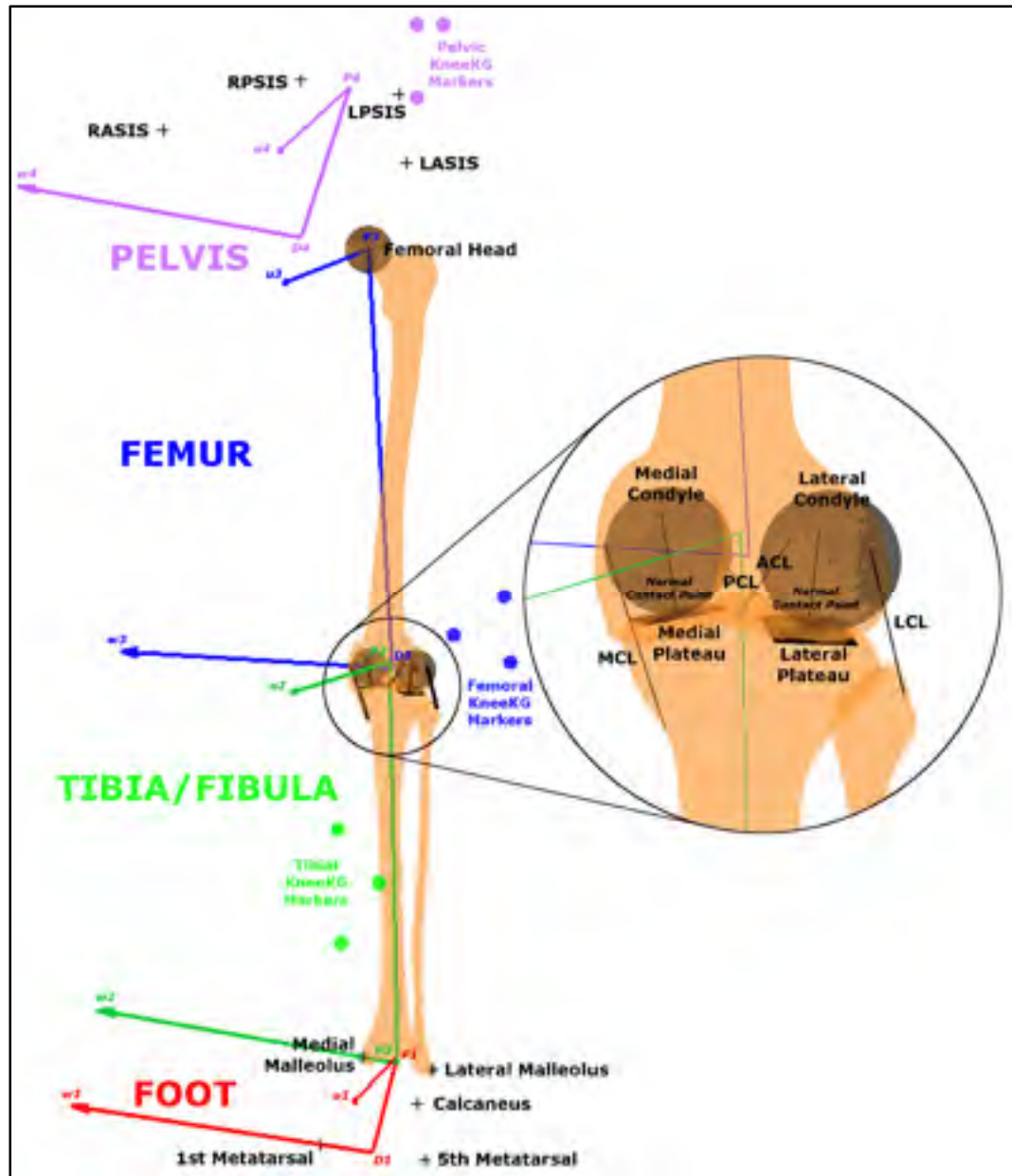


Figure 6.3 Definition of generalized coordinates $Q_i = [u_i \ r_{P_i} \ r_{D_i} \ w_i]^T$ for a healthy subject, with $i = 1, 2, 3$ and 4 for the foot, tibia/fibula, femur and pelvis, respectively. In this example, Q_1 was constructed from KneeKG™ calibration (calcaneus, 1st and 5th metatarsal), Q_2 and Q_3 were customized from subject-specific knee bone models (medial and lateral malleoli, medial and lateral condyles, femoral head), and Q_4 was constructed from KneeKG™ calibration: right and left anterior and posterior superior iliac spines (RASIS, RPSIS, LASIS, LPSIS). Definition of kinematic constraints imposed by the parallel mechanism composed of 2 sphere-on-plane contacts and 4 deformable ligaments (anterior cruciate ligament (ACL), posterior cruciate ligament (PCL), medial collateral ligament (MCL), and lateral collateral ligament (LCL)) customized from subject-specific knee models.

6.4.4 Image processing and quasi-static knee kinematics

As detailed by Kanhonou *et al.* (2014), subject-specific bone models and quasi-static knee kinematics were computed from the 5 biplane radiographs recorded with EOS[®]. Briefly, radiographs taken at 0° of knee flexion served to create subject-specific bone models by deforming generic models until their projected silhouettes were adjusted to the contours of the study subjects' bones (Chaibi *et al.*, 2012). Thereafter, the bones were segmented on the 4 remaining biplane radiographs, and subject-specific knee bone models were positioned and oriented by a rigid 2D/3D registration method and an iterative closest point-based algorithm (Figure 6.2). Quasi-static knee kinematics was finally calculated with the generalized coordinates Q_2 and Q_3 determined from the subject-specific bone models and constituted the gold standard of this study.

6.4.5 Knee modelling

Three knee joint models were evaluated. The first model did not impose any kinematic constraint on the knee so as to obtain raw data recorded by the KneeKGTM. The second model imposed kinematic constraints of a spherical joint: 3D rotations but no displacement. The spherical joint model, widely reported in the literature, was introduced for MBO by Lu et O'Connor (1999). The third model imposed kinematic constraints of a parallel mechanism: 3D rotations and 3D displacements. This advanced knee joint model was introduced in MBO by Duprey, Cheze et Dumas (2010) and then improved by Gasparutto, Dumas et Jacquelin (2012). It is composed of 2 sphere-on-plane contacts and 4 deformable ligaments: anterior and posterior cruciate ligaments, and medial and lateral collateral ligaments (Figure 6.3). In the present study, the size and center of spheres modelling the femoral condyles, the normal and point of planes modelling the tibial plateaus as well as the origin and insertion of the 4 ligaments were defined either from the literature (Parenti-Castelli et Sancisi, 2013) or from direct measurements of subject-specific knee bone models (Chaibi *et al.*, 2012).

6.4.6 Multi-body optimization

Three sets of joint models were tested. They corresponded to the following kinematic constraints at the ankle, knee and hip joints: NNN, SSS, SPS (N, S, and P stand for “no model”, spherical, and parallel mechanisms). The initial solution for generalized coordinates Q_i was obtained from the KneeKGTM but with 2 possible calibrations for Q_2 and Q_3 : functional calibration (Hagemeister *et al.*, 2005) and anatomical calibration using subject-specific bone models. As a consequence, geometric parameters of the lower limb model, e.g., segment lengths, and the position of ankle and hip spherical joints, were or were not customized. Geometric parameters of the parallel mechanism which modeled the knee could be also customized from subject-specific knee bone models and a total of 7 models, with and without customization, were evaluated (Table 6.1).

Table 6.1 Details of the 7 models evaluated in MBO. Kinematic constraints at the ankle, knee and hip joints: NNN, SSS, SPS

Model number	Kinematic constraints	Anatomical KneeKG TM calibration with subject-specific bone models	Knee parallel mechanism customized from subject-specific bone models
1	NNN	No	-
2	SSS	No	-
3	SPS	No	No
4	NNN	Yes	-
5	SSS	Yes	-
6	SPS	Yes	No
7	SPS	Yes	Yes

The objective function, kinematic constraints and rigid body constraints in MBO to optimize dynamic knee kinematics with models 1-2 and 4-5 were as follows:

$$\min_Q f = \frac{1}{2} (\phi^m)^T \phi^m \quad (6.2)$$

$$\text{subject to } \begin{cases} \phi^k = 0 \\ \phi^r = 0 \end{cases} \quad (6.3)$$

Motor constraints ϕ^m , kinematic constraints ϕ^k , and rigid body constraints ϕ^r were identical to those of Duprey, Cheze et Dumas (2010):

$$\phi^m = \begin{cases} r_{M_1^1} - N_1^{M_1^1} Q_1 \\ \vdots \\ r_{M_4^n} - N_4^{M_4^n} Q_4 \end{cases} \text{ for models 1 to 7} \quad (6.4)$$

No kinematic constraints ϕ^k for models 1 and 4.

$$\phi^k = \begin{cases} \mathbf{r}_{D_2} - \mathbf{r}_{P_1} = 0 \\ \mathbf{r}_{D_3} - \mathbf{r}_{P_2} = 0 \\ \mathbf{r}_{D_4} - \mathbf{r}_{P_3} = 0 \end{cases} \text{ for models 2 and 5} \quad (6.5)$$

$$\phi^r = \begin{cases} \phi_1^r \\ \phi_2^r \\ \phi_3^r \\ \phi_4^r \end{cases} \quad (6.6)$$

$$\text{with } \phi_i^r = \begin{cases} u_i^2 - 1 = 0 \\ u_i(r_{P_i} - r_{D_i}) - L_i \cos \gamma_i = 0 \\ u_i w_i - \cos \beta_i = 0 \\ (r_{P_i} - r_{D_i})^2 - L_i^2 = 0 \\ (r_{P_i} - r_{D_i}) w_i - L_i \cos \alpha_i = 0 \\ w_i^2 - 1 = 0 \end{cases} \text{ for models 1 to 7} \quad (6.7)$$

with $i = 1, 2, 3$ and 4 for the foot, tibia/fibula, femur and pelvis, $r_{M_i^j}$ and $N_i^{M_i^j} Q_i$ being the measured and model-determined coordinates (i.e., obtained through an interpolation matrix $N_i^{M_i^j}$) of the j^{th} KneeKGTM marker embedded in the i^{th} segment, L_i being constant i^{th} segment length, and α_i , β_i and γ_i being constant angles between u_i , $r_{P_i} - r_{D_i}$ and w_i , respectively.

Equations (6.2) and (6.3) were slightly modified for models 3, 6 and 7, since some of the kinematic constraints can be managed by a penalty-based method (Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012):

$$\min_Q f = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} \phi^m \\ \phi^{k_1} \end{pmatrix}^T \begin{bmatrix} W^m & 0 \\ 0 & W^{k_1} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \phi^m \\ \phi^{k_1} \end{pmatrix} \quad (6.8)$$

$$\text{subject to } \begin{cases} \phi^{k_2} = 0 \\ \phi^r = 0 \end{cases} \quad (6.9)$$

W^m and W^{k_1} were two diagonal weight matrices associated with motor and knee ligament constraints. W^m was set to identity since STA influence was the same for all KneeKGTM markers, i.e., no marker was more reliable than another. The four diagonal coefficients of W^{k_1} for models 3 and 6 were set according to maximal ligamentous lengthening found in the literature (Bergamini *et al.*, 2011) – ligaments with smaller lengthening had greater weight (Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012) – while the four coefficients for model 7 were customized for each subject to ensure MBO convergence. ϕ^{k_1} corresponded to the 4 knee ligament constraints which had to be solved as well as possible in the optimization problem, and ϕ^{k_2} reflected kinematic constraints of the ankle, the 2 sphere-on-plane contacts of the knee, and the hip:

$$\phi^{k_1} = \begin{cases} \left(N_3^{V_3^1} Q_3 - N_2^{V_2^1} Q_2 \right)^2 - (d^1)^2 \\ \left(N_3^{V_3^2} Q_3 - N_2^{V_2^2} Q_2 \right)^2 - (d^2)^2 \\ \left(N_3^{V_3^3} Q_3 - N_2^{V_2^3} Q_2 \right)^2 - (d^3)^2 \\ \left(N_3^{V_3^4} Q_3 - N_2^{V_2^4} Q_2 \right)^2 - (d^4)^2 \end{cases} \quad (6.10)$$

$$\phi^{k_2} = \begin{cases} r_{D_2} - r_{P_1} = 0 \\ \left(N_3^{V_3^5} Q_3 - N_2^{V_2^5} Q_2 \right) \cdot N_2^{n_2^1} Q_2 - d^5 \\ \left(N_3^{V_3^6} Q_3 - N_2^{V_2^6} Q_2 \right) \cdot N_2^{n_2^2} Q_2 - d^6 \\ r_{D_4} - r_{P_3} = 0 \end{cases} \quad (6.11)$$

with $N_i^{V_i^j}$ and $N_i^{n_i^j}$ being interpolation matrices for the j^{th} virtual marker and normal embedded in the i^{th} segment (4 ligament origins V_3^{1-4} , 4 ligament insertions V_2^{1-4} , 2 sphere

centers V_3^{5-6} , 2 contact plane points V_2^{5-6} , 2 plane normals n_2^{1-2}), d^{l-4} being mean ligament lengths, and d^{5-6} being mean sphere radii.

In summary, models 1 to 3 did not customize any constraint, models 4 and 6 customized ϕ^m and ϕ^r , while models 5 and 7 customized ϕ^m , ϕ^r and ϕ^k with subject-specific bone models (Table 6.1). Finally, the optimization problem was resolved with a Lagrange formulation and a Gauss-Newton algorithm, as described previously (Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012). The initial values for resolution were Q_i computed from KneeKG™ markers at each frame of dynamic squats.

6.4.7 Compensation for STA

The most advanced and subject-specific knee joint model (model 7) used to compensate for STA was assessed by comparison of dynamic and quasi-static knee kinematics for the 5 positions where flexion angles were similar, and by comparison with models 1 to 6. Only one cycle of dynamic squats was considered for comparison. Root mean square (RMS) errors were computed for the 5 positions of each subject. It is important to note that the comparison of the models was done qualitatively for each subject: a minimum difference of 2° and 2 mm was necessary to consider a model better or worse than another to compensate for STA. Moreover, since it is an exploratory study, we did not have enough subjects in both groups to do further statistics. All data were processed with Matlab (R2012a, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

6.5 Results

Knee kinematic errors caused by STA can be estimated by comparing kinematics optimized with models 1 and 4 with kinematics calculated from EOS® measurements. RMS errors due to STA ranged from 1.6° to 22.4° for rotations and from 0.8 mm to 14.2 mm for displacements in healthy subjects, and from 1.9° to 16.4° for rotations and from 0.8 mm to 14.9 mm for displacements in OA subjects (Table 6.2 and Table 6.3).

For the majority of healthy and OA subjects, RMS errors derived from model 4 were similar to or lower than those derived from model 1 in terms of abduction/adduction (AA), internal-external rotation (IER), and medio-lateral displacement (MLD), but were higher for antero-posterior displacement (APD) and proximo-distal displacement (PDD). Similarly, for 90% of healthy subjects and 70% of OA subjects, RMS errors derived from model 5 were similar to or lower than those derived from model 2 in terms of AA and IER. Customized geometric parameters (i.e., anatomical KneeKG™ calibration using subject-specific bone models) of the lower limbs in model 5 had no influence on RMS errors in terms of knee displacements since spherical joint models do not allow knee center displacement. RMS errors derived from model 6 were similar to or lower than those derived from the model 3 for 80% to 100% of healthy subjects and for 60% to 100% of OA subjects, depending on knee movement. Finally, subject-specific parallel mechanisms in model 7 showed equivalent or reduced RMS errors in AA, IER, APD and PDD for 90% to 100% of healthy subjects, and in AA, IER, MLD, APD and PDD for 80% to 100% of OA subjects, compared to model 6. Kinematic data on a healthy subject are illustrated in Figure 6.4. Complete kinematic data on all subjects are given in supplementary material (Table-A IV-1 to Table-A IV-12 ANNEXE IV page 181 – Code color for differences: Green < 2°/2 mm, Yellow < 5°/5 mm, Orange < 10°/10 mm, Red > 10°/10 mm).

On average, model 7 was the most effective in reducing RMS errors in terms of AA for healthy subjects, but this performance was similar to those of models 3, 5 and 6. Similarly, model 7 was the most effective for AA in OA subjects, but was similar to models 4. Models 4, 5 and 7 were the most effective for IER in healthy subjects, while no model was able to reduce RMS errors in OA subjects. Moreover, none of the models was effective in terms of MLD and PDD, whether in healthy and OA subjects. Finally, models 2, 3 and 7 were the most effective for APD in healthy and OA subjects. Notice that model 7 was the only one to allow displacements of the knee, unlike models 2 and 5, and to present equivalent or better results than those of model 1, i.e. the raw data that are to improve.

Table 6.2 RMS errors between dynamic and quasi-static knee kinematics for the 5 positions of comparison in healthy subjects: flexion-extension (FE), abduction-adduction (AA), internal-external rotation (IER), medio-lateral displacement (MLD), antero-posterior displacement (APD) and proximo-distal displacement (PDD)

	#	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
FE	S1	0.4	0.5	0.3	0.2	0.2	0.5	0.4
	S2	0.4	0.5	0.2	0.4	0.7	0.2	0.7
	S3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3
	S4	0.2	0.3	0.4	0.3	0.1	0.3	0.2
	S5	0.3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3
	S6	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.3
	S7	0.2	0.2	0.4	0.4	0.4	0.5	0.2
	S8	0.2	0.2	0.3	0.3	0.2	0.2	0.2
	S9	0.3	0.4	0.4	0.3	0.5	0.2	0.3
	S10	0.5	0.6	0.3	0.4	0.3	0.2	0.3
Mean		0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.2	0.3±0.1	0.3±0.2
AA	S1	6.7	9.8	5.7	6.0	4.7	3.3	4.0
	S2	11.1	9.9	3.1	8.5	2.8	1.0	3.8
	S3	6.9	2.2	3.2	10.5	1.3	1.0	1.0
	S4	7.9	9.4	8.0	6.2	4.1	3.6	1.0
	S5	6.9	7.1	1.9	7.6	2.0	1.4	1.8
	S6	16.2	12.0	2.4	9.4	4.6	1.4	2.6
	S7	1.6	1.9	1.2	1.8	1.3	1.4	0.6
	S8	5.3	3.5	3.3	8.5	2.1	3.9	2.1
	S9	7.1	5.7	1.8	2.6	1.3	2.8	3.2
	S10	10.4	12.1	0.7	6.5	2.7	2.4	1.3
Mean		8.0±3.9	7.4±3.8	3.1±2.2	6.7±2.8	2.7±1.3	2.2±1.1	2.2±1.2
IER	S1	3.7	3.1	3.4	1.7	4.6	2.7	3.0
	S2	4.4	4.8	4.9	4.4	4.9	5.5	4.5
	S3	8.8	6.7	6.2	5.0	4.7	5.9	3.4
	S4	22.4	20.7	21.8	12.0	10.0	10.5	8.9
	S5	6.2	6.0	3.4	1.7	1.6	3.1	3.2
	S6	4.5	4.0	5.9	6.3	5.9	9.8	3.1
	S7	4.0	3.1	4.4	2.6	1.8	2.9	1.8
	S8	5.4	5.4	5.0	2.2	1.6	2.6	1.5
	S9	5.0	3.8	3.7	7.9	13.9	16.0	11.5
	S10	19.2	16.4	21.9	10.4	10.5	13.7	11.1
Mean		8.4±6.7	7.4±6.1	8.1±6.3	5.4±3.7	6.0±4.2	7.3±4.0	5.2±3.8
MLD	S1	1.3	2.3	1.6	0.7	2.3	1.2	3.2
	S2	5.0	1.5	9.4	5.4	1.5	4.1	4.4
	S3	2.0	1.0	5.1	1.7	1.0	1.1	7.1
	S4	0.8	0.8	2.3	1.1	0.8	3.1	3.3
	S5	4.7	1.3	7.2	3.0	1.3	3.1	9.7
	S6	6.3	3.5	12.1	9.4	3.5	1.5	3.0
	S7	2.2	1.1	1.2	1.4	1.1	1.6	3.9
	S8	1.3	1.5	6.6	1.5	1.5	6.8	4.2
	S9	3.3	2.8	2.5	1.8	2.8	1.2	1.8
	S10	2.7	2.2	2.5	1.8	2.2	1.6	2.6
Mean		2.9±1.8	1.8±0.9	5.1±3.7	2.8±2.7	1.8±0.9	2.6±1.8	4.3±2.4
APD	S1	1.7	3.3	1.3	7.5	3.3	1.0	1.3
	S2	4.5	3.9	1.9	5.0	3.9	2.2	1.6
	S3	14.2	2.3	7.8	5.5	2.3	5.9	4.4
	S4	3.6	1.8	2.9	5.9	1.8	2.1	2.6
	S5	6.0	1.3	7.0	2.9	1.3	4.3	8.4
	S6	5.3	1.7	6.1	13.7	1.7	6.4	2.9
	S7	2.0	1.7	1.9	2.9	1.6	1.9	3.8
	S8	1.5	1.3	4.2	10.2	1.3	5.4	3.8
	S9	9.0	1.8	0.7	10.0	1.8	1.7	2.0
	S10	4.0	3.4	2.0	10.3	3.4	1.7	1.7
Mean		5.2±3.9	2.2±0.9	3.6±2.5	7.4±3.6	2.2±0.9	3.3±2.0	3.2±2.1
PDD	S1	4.4	1.7	3.5	11.3	1.7	3.3	1.6
	S2	4.2	4.0	5.3	10.5	4.0	5.3	4.1
	S3	9.5	1.0	2.9	15.8	1.0	2.9	1.3
	S4	2.0	2.5	4.0	12.5	2.5	3.5	2.6
	S5	4.1	1.9	4.1	8.9	1.8	4.0	1.9
	S6	4.8	2.6	4.3	19.8	2.8	4.8	3.0
	S7	1.3	1.8	2.9	6.4	1.8	2.8	1.5
	S8	2.4	1.9	3.5	14.0	1.9	3.2	1.6
	S9	1.9	1.8	3.0	9.7	1.8	3.5	1.9
	S10	4.4	5.0	7.1	11.1	5.0	6.7	4.5
Mean		3.9±2.3	2.4±1.2	4.1±1.3	12.0±3.8	2.4±1.2	4.0±1.2	2.4±1.1

Table 6.3 RMS errors between dynamic and quasi-static knee kinematics for the 5 positions of comparison in OA subjects: flexion-extension (FE), abduction-adduction (AA), internal-external rotation (IER), medio-lateral displacement (MLD), antero-posterior displacement (APD) and proximo-distal displacement (PDD)

	#	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
FE	OA1	0.2	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.5
	OA2	0.2	0.3	0.1	0.3	0.2	0.3	0.2
	OA3	0.4	0.3	0.3	0.3	0.4	0.3	0.2
	OA4	0.4	0.6	0.4	0.5	0.3	0.5	0.4
	OA5	0.2	0.3	0.1	0.4	0.3	0.2	0.3
	OA6	0.1	0.3	0.2	0.2	0.4	0.2	0.1
	OA7	0.1	0.2	0.1	0.2	0.7	0.2	0.5
	OA8	0.4	0.3	0.2	0.2	0.3	0.4	0.4
	OA9	0.3	0.3	0.3	0.4	0.2	0.3	0.3
	OA10	0.4	0.3	0.3	0.2	0.3	0.3	0.2
Mean		0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1
AA	OA1	5.9	4.9	3.7	5.8	5.1	4.4	1.7
	OA2	7.4	7.6	8.3	2.7	7.6	7.6	7.5
	OA3	2.2	2.9	5.5	1.1	4.2	8.2	2.0
	OA4	4.8	5.9	4.2	3.0	6.8	5.6	1.5
	OA5	4.1	2.7	4.7	1.7	7.0	5.1	4.7
	OA6	10.9	14.6	11.0	1.9	3.8	7.6	2.3
	OA7	2.1	1.8	12.4	2.0	5.0	9.9	3.5
	OA8	1.9	2.3	3.7	9.4	4.5	3.1	6.0
	OA9	5.3	2.7	3.6	6.3	1.5	4.1	1.5
	OA10	16.4	16.0	1.1	1.0	5.5	4.8	2.6
Mean		6.1±4.5	6.2±5.2	5.8±3.6	3.5±2.8	5.1±1.8	6.4±2.3	3.3±2.1
IER	OA1	3.5	3.8	6.8	6.4	3.0	6.8	3.8
	OA2	5.5	6.0	7.5	3.0	8.5	10.1	6.0
	OA3	2.8	1.5	2.6	2.0	2.9	2.4	3.4
	OA4	11.3	6.5	5.5	15.4	13.1	13.5	13.8
	OA5	3.3	2.3	1.1	7.2	4.6	4.7	3.7
	OA6	6.0	4.9	6.2	2.1	5.3	6.4	5.5
	OA7	8.1	7.7	1.6	8.7	11.3	1.0	11.8
	OA8	5.6	3.8	6.1	1.5	4.8	3.3	6.6
	OA9	4.7	5.3	2.1	5.3	1.9	1.5	1.6
	OA10	6.7	6.4	11.4	5.5	3.4	5.0	4.0
Mean		5.7±2.5	4.8±2.0	5.1±3.2	5.7±4.2	5.9±3.8	5.7±4.4	6.0±3.9
MLD	OA1	6.8	6.9	10.9	4.0	7.0	15.9	4.5
	OA2	4.8	3.3	3.2	6.1	3.3	9.8	5.6
	OA3	2.7	1.9	1.0	1.2	1.9	1.5	2.1
	OA4	5.5	1.9	9.0	2.6	1.9	2.8	2.7
	OA5	3.5	4.5	9.9	4.5	4.6	4.9	7.3
	OA6	4.3	4.2	1.6	4.5	4.2	10.3	5.4
	OA7	2.3	2.1	0.7	2.0	2.1	0.7	1.5
	OA8	2.7	0.6	1.9	7.7	0.6	7.8	8.0
	OA9	1.7	1.4	7.5	5.1	1.4	1.1	2.8
	OA10	6.0	0.7	9.9	3.4	0.7	1.5	1.5
Mean		4.0±1.7	2.7±2.0	5.6±4.2	4.1±1.9	2.8±2.0	5.6±5.1	4.1±2.4
APD	OA1	5.2	4.3	1.5	4.9	4.3	1.5	2.1
	OA2	1.3	1.8	2.5	6.9	1.8	4.1	2.3
	OA3	1.8	1.7	4.6	2.3	1.7	4.4	2.0
	OA4	14.9	3.0	4.8	8.9	3.0	2.3	0.9
	OA5	4.7	3.5	6.4	7.8	3.5	5.7	4.1
	OA6	1.6	0.9	2.5	5.7	0.9	3.5	1.9
	OA7	3.5	1.5	2.1	3.2	1.5	1.8	1.5
	OA8	3.6	2.5	1.8	10.6	2.7	2.9	2.8
	OA9	2.4	2.0	3.6	4.1	2.1	4.4	3.0
	OA10	13.3	4.9	11.0	15.4	4.9	8.2	4.6
Mean		5.2±4.9	2.6±1.3	4.1±2.9	7.0±3.9	2.6±1.3	3.9±2.0	2.5±1.1
PDD	OA1	1.8	3.8	5.2	6.3	3.9	5.2	3.3
	OA2	1.5	2.9	4.3	5.9	3.0	4.2	2.8
	OA3	1.6	2.1	3.6	6.3	2.1	3.4	2.0
	OA4	5.4	2.9	4.6	14.1	2.9	4.7	2.8
	OA5	1.7	4.1	5.4	3.3	4.1	5.4	3.7
	OA6	4.8	1.2	2.7	2.8	1.2	2.5	1.7
	OA7	3.9	4.7	6.0	2.3	4.7	5.9	4.3
	OA8	2.0	3.3	5.3	16.8	3.3	5.0	2.7
	OA9	0.8	2.6	4.2	5.5	2.6	4.1	2.8
	OA10	2.9	1.3	2.7	6.5	1.3	3.0	1.3
Mean		2.6±1.5	2.9±1.1	4.4±1.1	7.0±4.8	2.9±1.2	4.3±1.1	2.7±0.9

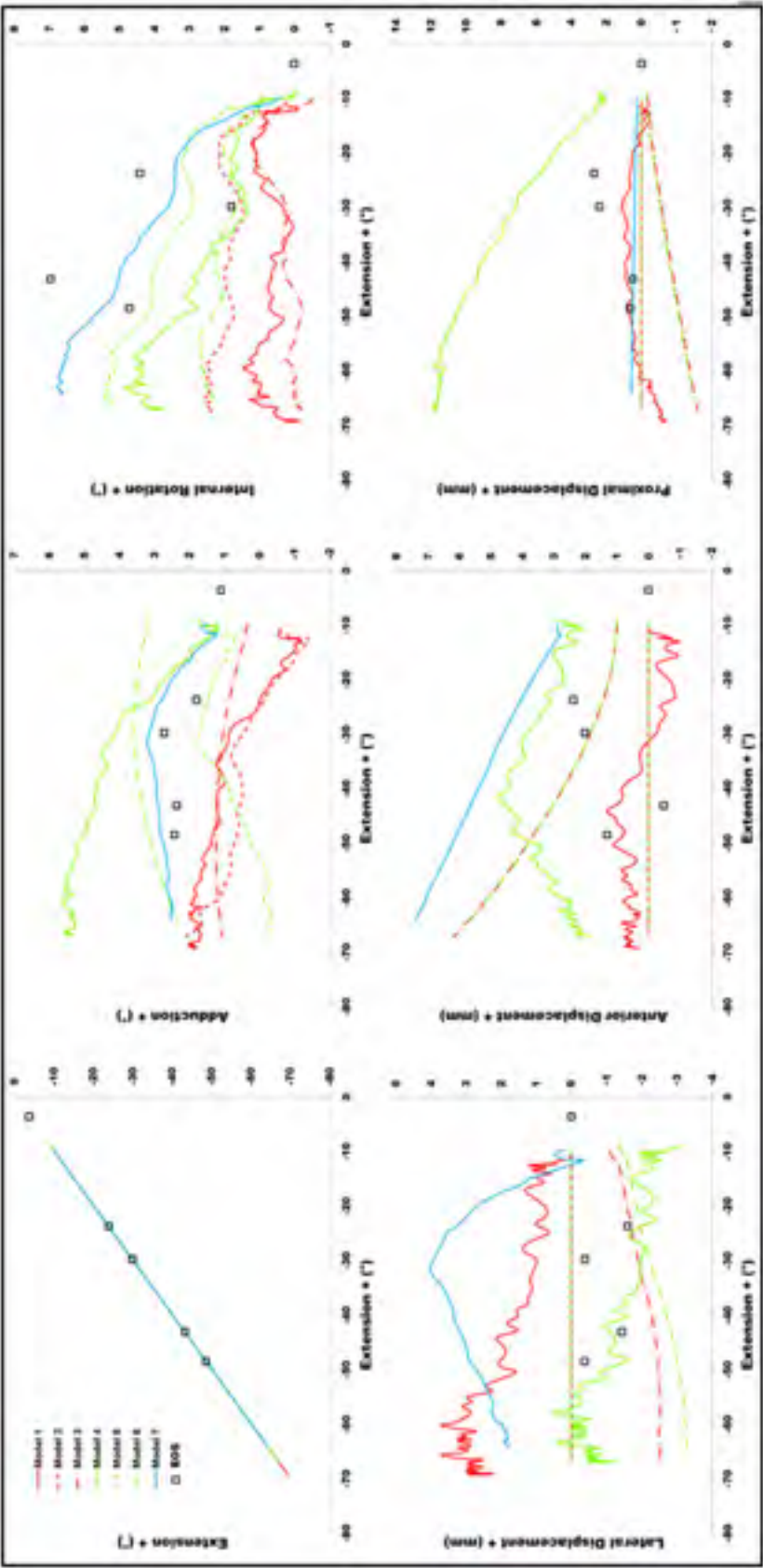


Figure 6.4 Kinematic data on a healthy subject optimized with models 1 to 7 in MBO

6.6 Discussion

Knee kinematics during dynamic squats by healthy and OA subjects was recorded in the present study by the KneeKGTM. Like any stereophotogrammetric system, the KneeKGTM is subject to STA. Despite the fact that this non-invasive motion-capture tool was designed to reduce STA and provide objective and reliable measures (Lustig *et al.*, 2012b), kinematic errors still remain. The study results showed that these errors were on average about 7° for knee rotations and 5 mm for knee displacements, with maximum errors up to 20° and 20 mm in a few healthy and OA subjects. Such values are consistent with those reported in the literature with other motion-capture tools (Peters *et al.*, 2010). Thus, data collected by the KneeKGTM need to be improved, as suggested by Südhoff *et al.* (2007).

MBO was the method used to compensate for STA in knee kinematics recorded by the KneeKGTM. Although MBO and the knee joint models deployed so far have been criticized (Andersen *et al.*, 2010; Clément *et al.*, 2014b; Li *et al.*, 2012; Stagni, Fantozzi et Cappello, 2009), they have some advantages. MBO requires only one calibration and can be engaged for any kind of knee movement, in contrast to the method of Cappello *et al.* (2005) which requires two calibrations and can measure only closed chain movements. Furthermore, advanced knee joint models (Duprey, Cheze et Dumas, 2010; Gasparutto, Dumas et Jacquelin, 2012) offer the possibility of adapting to the geometry (i.e., 3D bone models) and physiology (i.e., 4 deformable ligaments) of subjects' knee joints, which could enhance MBO capacity to compensate for STA (Andersen *et al.*, 2010; Bergamini *et al.*, 2011; Clément *et al.*, 2014b; Duprey, Cheze et Dumas, 2010).

In this study, calibrating the KneeKGTM from subject-specific bone models influenced the MBO results since knee kinematics derived from models 5 and 6 was up to five times better than that of models 2 and 4 for some subjects. This is in agreement with the findings of Stagni, Fantozzi et Cappello (2009) who showed that MBO results were extremely sensitive to calibration. Overall, the best physiological model, i.e. the one that do not block any of the knee joint movements, to compensate for STA in healthy subjects was model 7 for AA, IER

and APD. Similarly, the best physiological model to compensate for STA in OA subjects was model 7 for AA and APD. The most complex joint model (model 7) thus proved to be the best in compensating for STA in terms of AA, IER and APD, which are the most relevant movements for knee analysis, especially in the case of OA knees in which these movements are considerably influenced (Hamai *et al.*, 2009). Nevertheless, the differences with the models 4 and 5 remain relatively low. The quality of the KneeKG™ calibration seems therefore more critical than the improvement of the knee modeling to effectively reduce STA.

The present study has some limitations. First, MBO performance in compensating for STA was assessed by comparing dynamic and quasi-static squats, a source of bias. However, our previous experiments showed that dynamic and quasi-static squats were similar in terms of kinematics, kinetics and electromyography of the lower limbs, which increased the relevance of such comparison (Clément *et al.*, 2014d). Second, customization of geometric parameters of the lower limb models (KneeKG™ calibration and the geometry of parallel mechanisms) required subject-specific bone models, which may seem complex. However, the complete process to acquire, construct, and extract anatomical data from these models – and integrating them in MBO – does not take more than 20 minutes with the EOS® system.

6.7 Conclusion

In conclusion, our study shows, for the first time, that it is possible to improve MBO by employing advanced calibration and subject-specific knee joint modeling in healthy and OA subjects. Our findings are encouraging for the clinical analysis of knee OA, as its biomechanical impact on knee joints is still poorly understood. However, some errors remain. Future studies should investigate more refined knee joint models: sphere-on-plane contacts could be replaced by parametric surface contacts reproducing, at best, specific knee joint geometry.

CHAPITRE 7

FUSION DE LA GÉOMÉTRIE ET DE LA CINÉMATIQUE 3D DU GENOU : CALCUL DES SURFACES DE CONTACT ARTICULAIRES DU GENOU

7.1 Introduction

Lors de son utilisation, le KneeKG™ permet de visualiser en temps réel le mouvement de modèles 3D génériques des os du fémur et du tibia en fonction de la cinématique 3D enregistrée au niveau du genou. Le logiciel de visualisation du KneeKG™ permet donc de fusionner la géométrie et la cinématique 3D de l'articulation. Cependant, les mouvements de ces modèles 3D peuvent présenter des erreurs de plus de 10° et 10 mm, selon les résultats présentés au CHAPITRE 3 page 73, puisqu'aucune correction des ATM n'est actuellement proposée. Des problèmes de collisions ou de dislocations des modèles 3D peuvent donc intervenir. De plus, ce ne sont pas les os des sujets qui sont observés. À titre d'exemple, aucune mise à l'échelle, ni aucune adaptation à la morphologie pathologique des sujets OA n'est réalisée au niveau des modèles 3D génériques. La visualisation des mouvements des os du genou offerte à l'heure actuelle par le KneeKG™ est donc limitée. De plus, le logiciel du KneeKG™ ne permet pas d'estimer les surfaces de contact articulaires du genou.

Or, il est possible de développer, à partir de la méthode de mesure proposée au CHAPITRE 6 page 125, une méthode de fusion de la géométrie et de la cinématique 3D du genou qui réglerait la majorité de ces problèmes. Cette méthode constitue une des retombées de ce projet de doctorat. Une fois la cinématique 3D du genou acquise à l'aide du KneeKG™ et corrigée grâce aux modèles articulaires personnalisés et à la MBO, il est possible de lui fusionner la géométrie 3D des os issue du système EOS® ayant servi à la personnalisation des modèles. Cette méthode permettrait ainsi de visualiser directement les mouvements des modèles 3D des os des sujets, et se révélerait plus précise et plus cohérente d'un point de vue physiologique que la méthode actuellement offerte par le KneeKG™. La méthode de correction élaborée dans le cadre de ce projet permet effectivement de compenser les ATM et d'empêcher la plupart des mouvements non physiologiques de l'articulation en imposant un

contact constant entre les condyles du fémur et les plateaux du tibia. En outre, une fois la géométrie et la cinématique 3D du genou fusionnées, il est possible de mesurer les surfaces de contact articulaires. C'est ce qu'ont fait plusieurs études brièvement détaillées ci-dessous.

Les études d'Anderst et Tashman (2003) et d'Anderst, Les et Tashman (2005) ont mis à profit la méthode de RSA décrite au chapitre 1.2.3 page 17 pour évaluer les surfaces de contact fémoro-tibiales sur des chiens, et un sujet souffrant d'une rupture du LCA, marchant à une vitesse de 1,5 m/s. Combinant CT-scan, marqueurs intra-corticaux et fluoroscopie biplan, cette méthode permet de cartographier les surfaces de contact entre le fémur et le tibia tout au long de la séquence de mouvement enregistrée (Figure 7.1). Ces cartes de contact sont subdivisées en deux compartiments – médial et latéral – et en différentes aires de contact changeant de couleur en fonction de la distance séparant les surfaces articulaires des os, par incrément de 0,5 mm. Ces distances sont déterminées en calculant les points de plus proche contact à partir des centroïdes de chacun des triangles formant les surfaces articulaires du fémur et du tibia. La méthode développée par ces deux études est reproductible : 0,09 mm pour l'espace articulaire et 2,8 mm² pour les surfaces articulaires. Aucune donnée n'est fournie concernant la précision de cette méthode, mais celle de la RSA est connue : 0,02 mm.



Figure 7.1 Calcul des surfaces de contact fémoro-tibiales : reconstruction 3D des os et des billes radio-opaques par TAO (A et B) ; suivi des billes radio-opaques par fluoroscopie biplan (C) ; calcul des surfaces de contact (D et E)

Adaptée de (Anderst, Les et Tashman, 2005; Anderst et Tashman, 2003, p. 809 et 1294)

D'autres études ont adopté le même genre d'approche pour mesurer les surfaces de contact fémoro-tibiales. Li *et al.* (2006) ont combiné les modèles 3D d'implants prothétiques à la fluoroscopie biplan pour évaluer ces surfaces de contact sur des sujets ayant subi une chirurgie de remplacement total du genou effectuant une fente de 0° à 110° de flexion (Figure 7.2). L'évolution de la position des points de contact des compartiments médial et latéral des prothèses a été évaluée en calculant les centroïdes des zones d'intersection entre la partie fémorale des implants et l'insert en polyéthylène de la partie tibiale. Aucune précision ni reproductibilité des surfaces de contact n'est présentée dans cette étude, seule la précision du suivi de l'implant fémoral et de l'implant tibial est donnée : 0,16 mm et 0,13 mm.

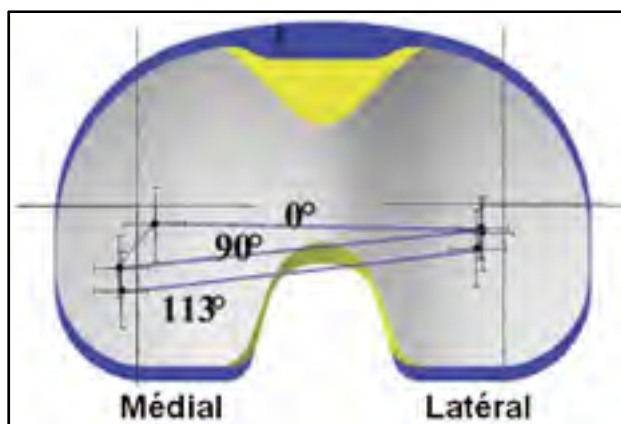


Figure 7.2 Positions des points de contact au cours d'une fente de 0° à 113° de flexion
Adaptée de (Li *et al.*, 2006, p. 398)

Plus récemment, Hamai *et al.* (2013; 2009) et Moro-oka *et al.* (2008) ont utilisé la méthode décrite au chapitre 1.2.2 page 15 pour calculer à partir de CT-scan et de fluoroscopie monoplan les surfaces de contact fémoro-tibiales chez des sujets sains et OA effectuant des activités d'accroupissement sous charge de grande amplitude (Figure 7.3). Ces surfaces de contact ont été cartographiées en fonction des angles de flexion du genou et des distances minimales séparant les points constituant les deux surfaces articulaires. Aucune des études ne fournit la précision ni la reproductibilité du calcul des surfaces de contact, mais elles indiquent la précision du positionnement et d'orientation des os dans l'espace : 0,53 mm à 1,6 mm pour les déplacements, et $0,54^\circ$ pour les rotations (Moro-oka *et al.*, 2007).

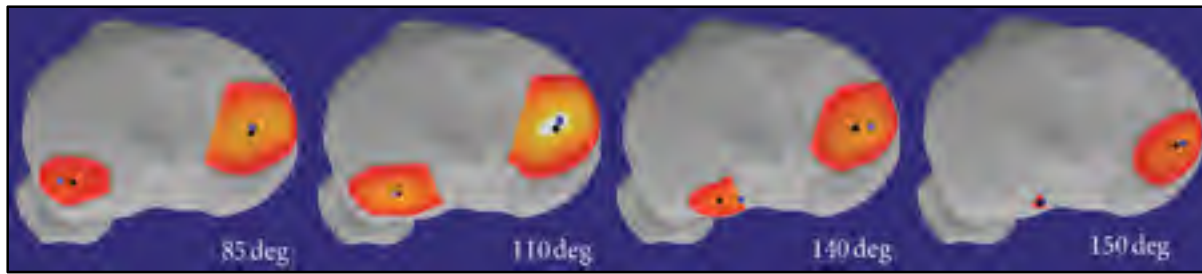


Figure 7.3 Calculs des surfaces de contact fémoro-tibiales entre 85°, 110°, 140° et 150° de flexion par ajustement de modèles 3D sur des images fluoroscopiques monoplan
Tirée de (Hamai *et al.*, 2013, p. 2)

Finalement, von Eisenhart-Rothe *et al.* (2004) et Shin *et al.* (2009) ont analysé les surfaces de contacts fémoro-tibiales et fémoro-patellaires sur des sujets sains et des sujets présentant une rupture du LCA à l'aide de la méthode détaillée au chapitre 1.2.4 page 20 basée sur l'IRM. Ces surfaces de contact ont été définies en segmentant les zones où les modèles 3D du cartilage des os entrent en contact. Les points de plus proche contact ont été obtenus en calculant les centroïdes de ces surfaces de contact (Figure 7.4). La reproductibilité des mesures effectuées par ces deux études est de l'ordre de 6,5 mm² et 5,4-18,1 mm² respectivement.

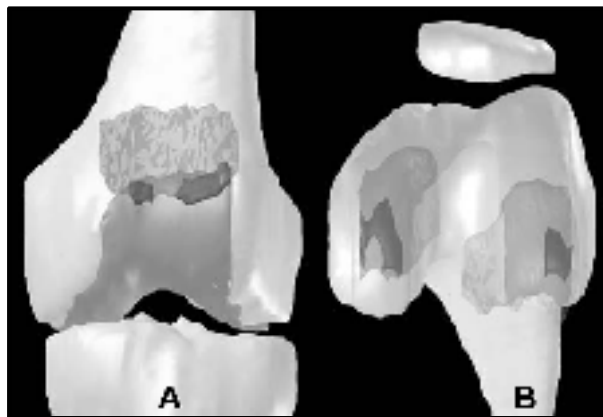


Figure 7.4 Surfaces de contact fémoro-patellaires (A) et fémoro-tibiales (B) d'un genou à 30° de flexion
Adaptée de (von Eisenhart-Rothe *et al.*, 2004, p. 932)

Ainsi, à l'instar des méthodes de mesure de la cinématique 3D du genou détaillées au cours de notre revue de la littérature, les méthodes utilisées pour mesurer les surfaces de contact du genou se révèlent trop invasives, trop irradiantes, ou tout simplement trop contraignantes pour être utilisables dans un contexte clinique. Le but de cette étude préliminaire consiste donc à développer une méthode de mesure des surfaces articulaires du genou qui soit non invasive, très peu irradiante, et relativement simple d'utilisation.

7.2 Méthode et résultats préliminaires

Cette étude préliminaire a été réalisée sur deux sujets, un sain et un OA, dont les données géométriques et cinématiques 3D ont été acquises dans le cadre de l'article 3 présenté au CHAPITRE 6 page 125.

Dans un premier temps, la cinématique 3D du KneeKG™ acquise sur ces deux sujets a été corrigée par la MBO et la modélisation la plus avancée utilisée dans le CHAPITRE 6, à savoir le modèle 7 (Table 6.1 page 133). Ce modèle consistait à personnaliser, à partir des modèles 3D des os reconstruits sous EOS®, la calibration du KneeKG™ ainsi que les contraintes cinématiques imposées par le mécanisme parallèle modélisant l'articulation du genou. Une fois la cinématique corrigée, la position et l'orientation des modèles 3D du fémur et du tibia ont été ajustées en fonction des nouveaux paramètres Q_i (repères anatomiques) obtenus suite à la MBO. C'est à partir de ces paramètres Q_i que la cinématique 3D du genou, c'est-à-dire les mouvements relatifs du tibia par rapport au fémur, est calculée. Il est alors possible de visualiser le mouvement des os en 3D au cours de l'accroupissement dynamique. Tel que discuté en introduction, la correction de la cinématique 3D du KneeKG™ avec la MBO utilisant le mécanisme parallèle personnalisé du genou (modèle 7) permet d'obtenir des mouvements plus précis et plus cohérents d'un point de vue physiologique. Lorsque la cinématique 3D n'est pas corrigée, les os entrent en collision à 64° de flexion du genou sain par exemple, alors que ce n'est pas le cas lorsque la cinématique 3D est corrigée, comme on peut le voir sur la Figure 7.5 ci-après.

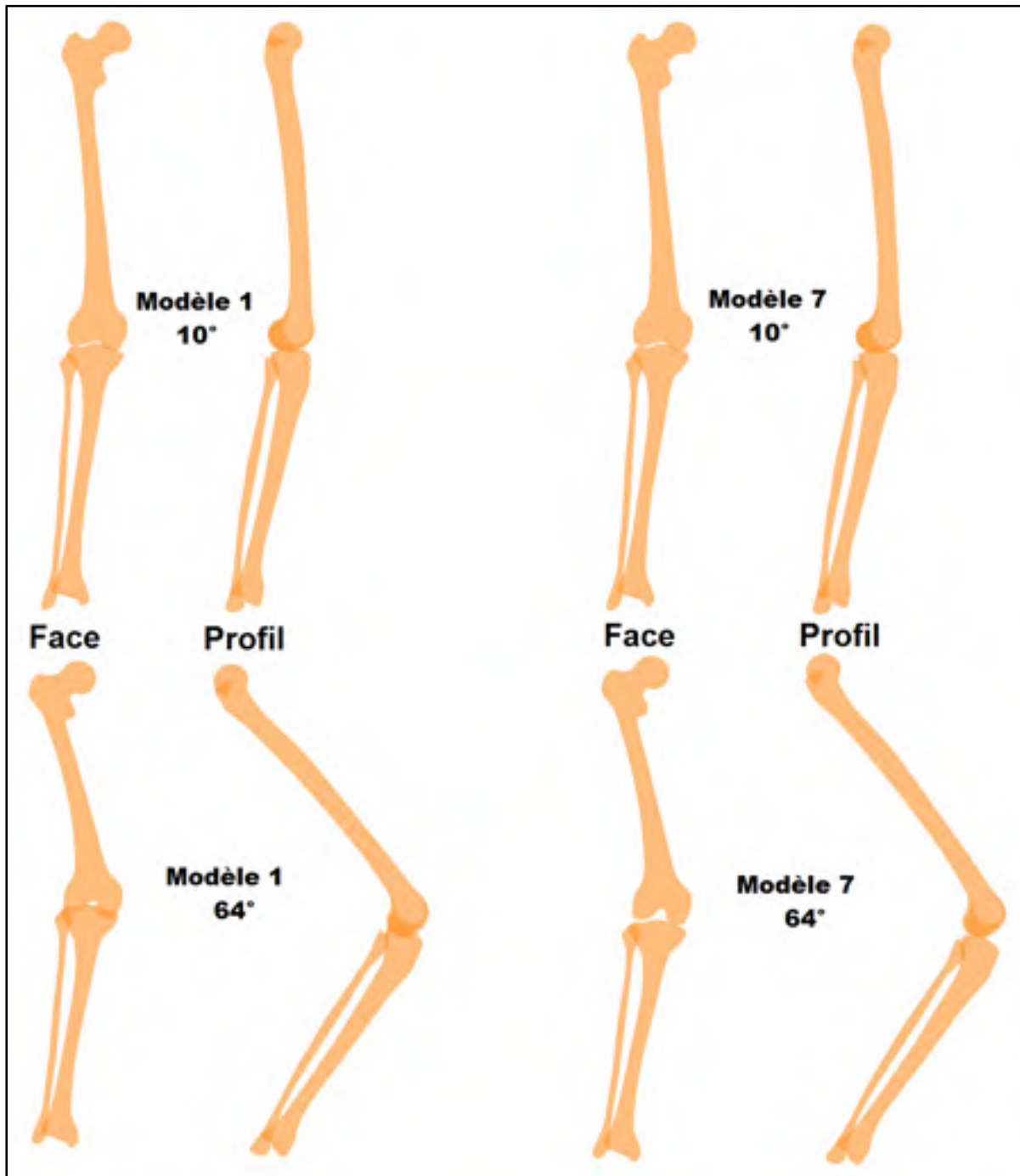


Figure 7.5 Visualisation des os du genou d'un sujet sain au cours d'un accroupissement dynamique de 10° à 64° de flexion sans correction de la cinématique du KneeKG™ (Modèle 1) et avec correction de la cinématique du KneeKG™ (Modèle 7)

Après avoir correctement positionné et orienté les os des deux sujets durant l'accroupissement dynamique, il est possible de cartographier les surfaces de contact articulaires entre le fémur et le tibia. Veuillez noter que la méthodologie et les résultats préliminaires ont été en partie repris des travaux réalisés par Thierry Cresson, stagiaire au post-doctorat au LIO.

La théorie sous-jacente au calcul des surfaces de contact fémoro-tibiale est la suivante. Soit, S et S' deux surfaces continues. La distance entre un point p appartenant à S et la surface S' est définie par l'équation suivante (Aspert, Santa-Cruz et Ebrahimi, 2002) :

$$d(p, S') = \min \|p - p'\| \quad \forall p' \in S' \quad (7.1)$$

où $\| \cdot \|$ correspond à la distance euclidienne. À partir de cette définition, la distance de Hausdorff¹⁶ entre les deux surfaces S et S' est définie par :

$$d(S, S') = \max(d(p, S')) \quad \forall p \in S \quad (7.2)$$

Cette distance n'est pas symétrique, c'est à dire que $d(S, S')$ n'est pas équivalent à $d(S', S)$ (Figure 7.6). Afin d'introduire la notion de distance symétrique, $d_S(S, S')$ est définie de la façon suivante :

$$d_S(S, S') = \max[d(S, S'), d(S', S)] \quad (7.3)$$

La distance de Hausdorff symétrique $d_S(S, S')$ fournit une mesure plus précise que la distance $d(S, S')$, cette dernière pouvant sous-estimer la distance réelle séparant les deux

¹⁶ La distance de Hausdorff est un outil topologique permettant de mesurer la distance, ou l'éloignement, entre deux formes géométriques.

surfaces continues comme le montre la Figure 7.6.

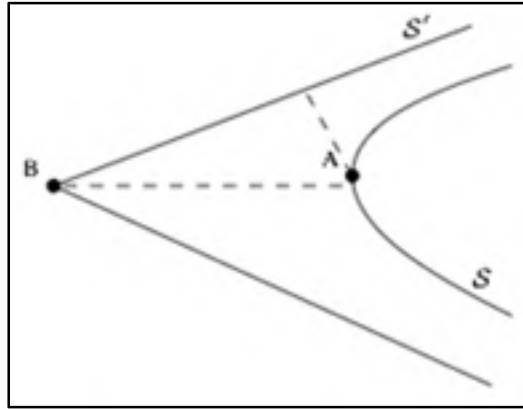


Figure 7.6 Distance entre deux surfaces : $d(S', S)$ reste plus petite que $d(S, S')$ puisque $d(A, S') \ll d(B, S)$
Tirée de (Aspert, Santa-Cruz et Ebrahimi, 2002, p. 706)

Prenons maintenant le cas de deux maillages¹⁷ M et M' définis respectivement par deux nuages de points P et P' ($P = \{p, i = 1, \dots, n \text{ dans } R^3\}$ et $P' = \{p', i = 1, \dots, n \text{ dans } R^3\}$), deux ensembles d'arêtes, et deux ensembles de facettes F et F' . Sachant que la distance entre les maillages M et M' est fondée sur la définition de la distance symétrique de Hausdorff de l'équation (7.3), il est nécessaire de calculer dans un premier temps les distances $d(M, M')$ et $d(M', M)$. Nous nous contenterons ici de décrire le calcul de la distance $d(M, M')$, le principe étant le même pour $d(M', M)$.

La distance entre tout point p de M et M' correspond à la plus petite distance entre p (p n'est pas forcément un des sommets de M) et l'ensemble F' des facettes f' . La distance entre le point p et une facette f' est obtenue en projetant p sur le plan défini par le triangle f' (Figure 7.7). Si le point p est projeté dans le triangle définissant la facette, alors la distance point-triangle n'est autre que la distance point-plan ($\|pp'\|$ sur la Figure 7.7 si p' était dans le triangle). Si le point p est projeté en dehors du triangle, alors la distance point-triangle

¹⁷ Un maillage correspond à une discrétisation spatiale d'un espace continu, et est constitué d'un ensemble de points, également appelés nœuds ou sommets, reliés entre eux par des arêtes formant de facettes triangulaires.

correspond à la distance entre p et le point le plus proche p'' , lequel est nécessairement sur l'une des arêtes du triangle ($\|pp''\|$ sur la Figure 7.7).

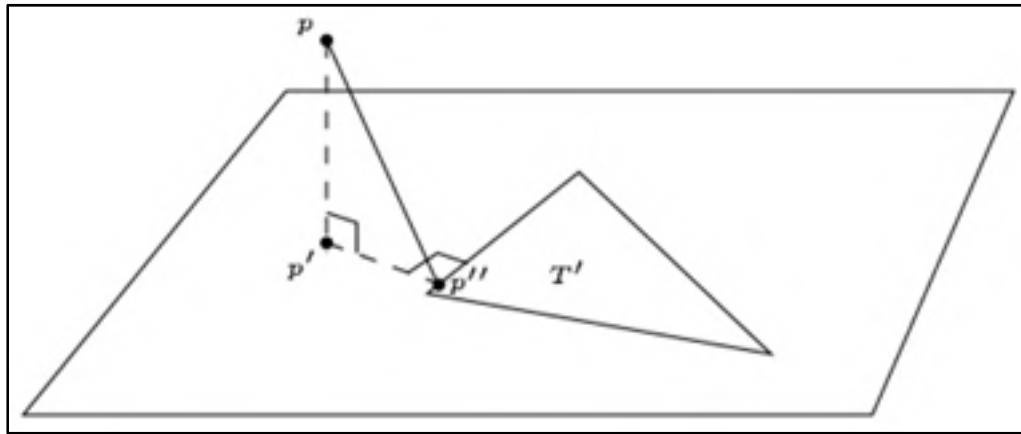


Figure 7.7 La distance entre p et la facette T' est la distance entre p et le point p'' le plus proche de p appartenant à T'
Tirée de (Aspert, Santa-Cruz et Ebrahimi, 2002, p. 706)

Un mauvais conditionnement du maillage, comme par exemple des facettes de grande taille, peut réduire la qualité des cartes de distance obtenues. Ainsi, afin d'obtenir des distances plus précises, nous avons échantillonné les facettes des surfaces M et M' dérivant des modèles 3D du fémur et du tibia en appliquant un filtre itératif permettant de subdiviser ces dernières. Chaque itération de subdivision permet de créer quatre nouveaux triangles pour chaque facette triangulaire.

Cette solution augmente considérablement les temps de calcul puisque le nombre de sommets et de facettes est multiplié. Pour réduire les temps de calcul des cartes de distance, nous utilisons une approche nommée kdTree (Bentley, 1975) qui permet de réduire drastiquement le nombre de facettes sur lequel nous devons effectuer la mesure point-triangle. En effet, cette approche permet de définir, dans un premier temps, les k facettes les plus proches du point p . Ainsi, le calcul de distance point-triangle ne sera effectué que sur ces k facettes.

Les surfaces articulaires des modèles 3D du fémur et du tibia étant non-congruentes, puisque séparées par du cartilage articulaire et des ménisques, nous avons décidé de considérer non

pas les points de contact à proprement parler, mais les distances définissant les zones les plus proches à la surface opposée. Nous parlerons donc dans la suite du document de carte de distances plutôt que de surfaces de contact. Pour ce faire, nous calculons à chaque instant du mouvement une carte de distances entre les deux maillages du fémur et du tibia. Nous obtenons ainsi pour chaque sommet du maillage la distance à l'autre surface selon la définition de la distance symétrique de Hausdorff (Aspert, Santa-Cruz et Ebrahimi, 2002). Il nous est finalement possible, grâce à une carte de couleurs, de visualiser les zones des surfaces articulaires fémoro-tibiales en fonction de la distance (Figure 7.8 et Figure 7.9).

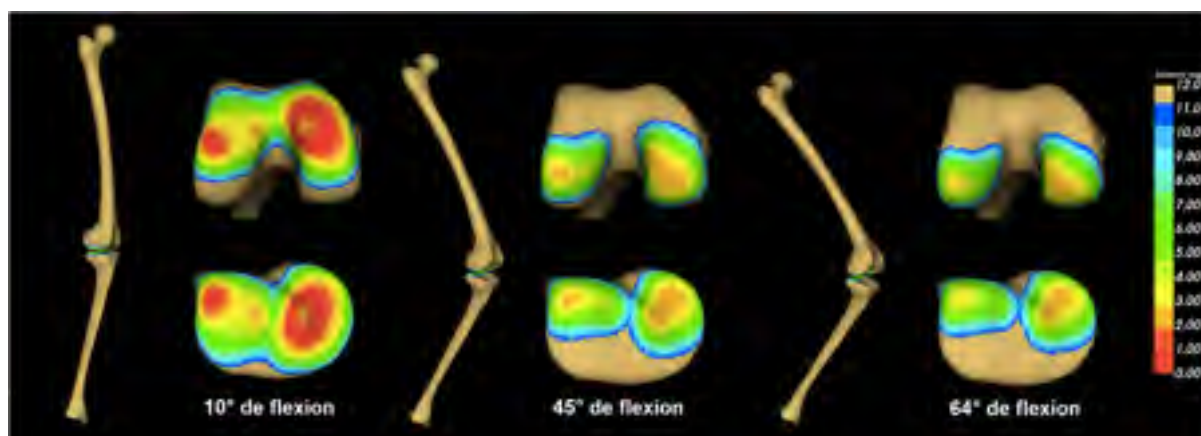


Figure 7.8 Cartes de distance des surfaces articulaires fémoro-tibiales du sujet sain au cours de l'accroupissement dynamique de 10° à 64° de flexion du genou

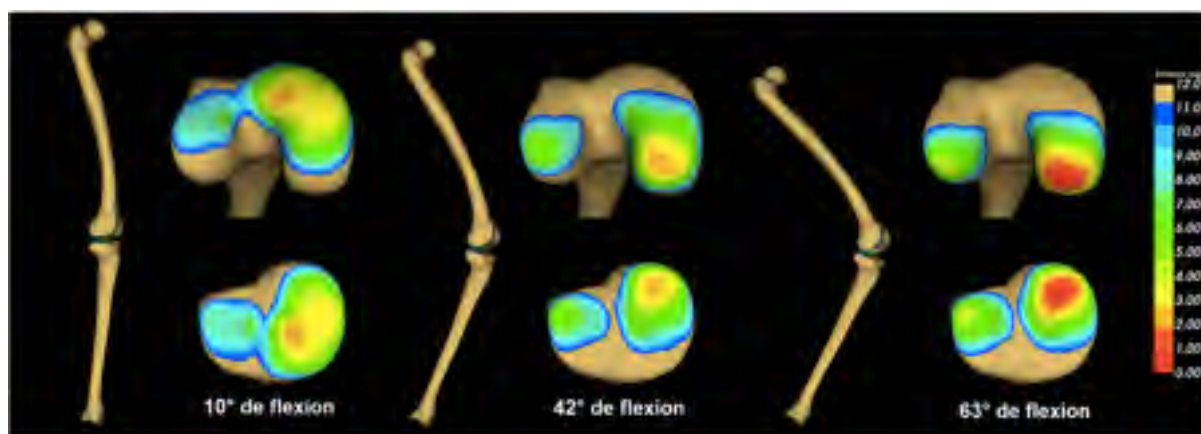


Figure 7.9 Cartes de distance des surfaces articulaires fémoro-tibiales du sujet OA au cours de l'accroupissement dynamique de 10° à 63° de flexion du genou

Il est important de noter qu'il s'agit de résultats préliminaires. Aucune validation des cartes de distances des surfaces articulaires n'a été réalisée à l'heure actuelle. Les données visibles sur les Figure 7.8 et Figure 7.9 sont donc fournies à titre d'exemple, et doivent être interprétées avec précaution. Les distances entre les surfaces articulaires du sujet sain semblent d'ailleurs plus faibles que celles du sujet OA, ce qui peut paraître contradictoire compte tenu du fait que le sujet sain est sensé présenter un cartilage plus épais. Ce phénomène vient probablement du fait que le modèle 7 utilisé avec la MBO ne permet pas d'éliminer totalement les erreurs de mesure du KneeKGTM tel que nous le spécifions dans l'article 3. Il est néanmoins possible de faire quelques remarques concernant les cartes de distances. Tout d'abord, nous observons un déplacement postérieur des zones de « contact » du compartiment médial du tibia au cours de la flexion plus important que celui du compartiment latéral, ce qui correspond aux données retrouvées dans la littérature (Hamai *et al.*, 2009; Johal *et al.*, 2005; Kitagawa *et al.*, 2010; Mochizuki *et al.*, 2013; Moro-oka *et al.*, 2008; Tanifuji *et al.*, 2011). De même, la distribution des zones de « contact » entre les compartiments médial et latéral du genou semblent davantage symétriques sur le sujet sain que sur le sujet OA. Ce dernier présente en effet une distance plus faible au niveau du compartiment médial qu'au niveau du compartiment latéral, ce qui correspond au fait que l'OA se développe généralement au niveau du condyle fémoral médial (Curl *et al.*, 1997; Hjelle *et al.*, 2002; Menetrey *et al.*, 2010). Compte tenu du manque de données quantitatives et du manque de validation des cartes de distances, il est difficile de commenter davantage ces résultats préliminaires.

7.3 Conclusion

Les travaux réalisés dans le cadre de ce projet de doctorat peuvent donc être utilisés pour fusionner la géométrie et la cinématique 3D du genou et estimer les distances séparant ses surfaces articulaires de manière non invasive et peu irradiante. De plus, si la MBO était intégrée au logiciel du KneeKGTM, il suffirait d'y ajouter les modèles 3D des os issus

d'EOS® afin d'obtenir les cartes de distances fémoro-tibiales d'une manière beaucoup plus simple que les différentes méthodes proposées dans la littérature.

CHAPITRE 8

DISCUSSION GÉNÉRALE

8.1 Synthèse des travaux

L'objectif principal de ce projet de doctorat consistait à développer une méthode de mesure de la cinématique 3D du genou qui soit à la fois précise, non invasive, peu irradiante et simple d'utilisation. Cet objectif a été défini afin de répondre aux besoins de la communauté scientifique au sujet de l'évaluation fonctionnelle du genou. Les méthodes de mesure actuelles se prêtent en effet difficilement à une analyse en routine clinique de la cinématique 3D du genou, puisqu'elles se révèlent soit trop imprécises, soit trop invasives, soit trop irradiantes, soit trop complexes pour une telle application.

Afin de répondre à cet objectif, nous avons choisi d'utiliser trois outils qui présentent des caractéristiques respectant les contraintes que nous nous étions imposés :

- Le KneeKG™ : ne nécessite qu'une seule calibration, permet de mesurer de manière non invasive et reproductible ($0,88 < ICC < 0,94$) la cinématique 3D du genou, est utilisable au cours de diverses activités (marche, accroupissement, fente, etc.), est simple d'utilisation avec un temps d'installation, d'acquisition et d'analyse des données inférieur à 15 minutes, mais présente des erreurs de mesure pouvant atteindre $7,7^\circ$ et 11,9 mm ;
- La méthode d'optimisation multi-corps (MBO) : ne nécessite qu'une seule calibration, est utilisable au cours de diverses activités (marche, accroupissement, fente, etc.), n'ajoute quasiment aucun temps d'acquisition ou de traitement des données supplémentaire, mais manque de validation et n'avait jamais été combinée au KneeKG™ ;
- Le système EOS® : permet de reconstruire en moins de 5 minutes les os du genou de manière précise (< 2 mm) et peu irradiante, permet de mesurer la cinématique 3D du genou au cours d'un accroupissement quasi-statique sous charge de manière précise ($0,2^\circ$ et 0,7 mm) et reproductible ($0,2^\circ$ et 0,7 mm), permet d'évaluer les mouvements relatifs

du KneeKG™ par rapport aux os, mais n'avait jamais été utilisé pour personnaliser les modèles de la MBO ni pour évaluer son efficacité à réduire les ATM.

La première étude réalisée au cours de ce projet a consisté à quantifier à l'aide du système EOS® les mouvements relatifs du KneeKG™ par rapport aux os du fémur et du tibia, et à évaluer l'influence de ces ATM sur les calculs de la cinématique 3D du genou. Ces données n'avaient en effet jamais été mesurées sur des sujets sains et OA effectuant un accroupissement quasi-statique sous charge. Les résultats de l'étude ont montré que le KneeKG™ bouge en moyenne de 3-9° et 12-13 mm par rapport au fémur et de 4-6° et 5-7 mm par rapport au tibia au cours d'un accroupissement quasi-statique de 2-6° à 62-66° de flexion effectué par des sujets sains et OA. Les erreurs moyennes causées par les ATM et la calibration du KneeKG™ sur la cinématique 3D du genou sont inférieures à 9-10° et à 7-10 mm pour les sujets sains et OA. Cette étude a également montré que de grandes erreurs cinématiques pouvaient intervenir lorsque le KneeKG™ était mal calibré. Ces erreurs de calibration se propageaient au niveau de l'abduction-adduction et de la rotation interne-externe du genou et pouvaient représenter jusqu'à 30° d'erreurs sur deux sujets. Cette première étude concluait donc que les mesures du KneeKG™ pourraient manquer de précision, et qu'il serait intéressant d'associer à cet outil une méthode mathématique de compensation des ATM telle que la MBO. Cette association pourrait éventuellement nous permettre d'atteindre le niveau de précision de 5° et 5 mm (idéalement de 2° et 2 mm) en rotations et déplacements du genou que nous nous sommes fixé au chapitre 2.2 page 68.

La seconde étude de ce projet visait pour sa part à comparer la biomécanique globale des membres inférieurs de sujets sains et OA au cours d'accroupissements dynamiques et quasi-statiques. En effet, l'approche que nous avons choisie pour évaluer les performances de la MBO à réduire les ATM affectant les mesures du KneeKG™ consistait à comparer la cinématique 3D corrigée du KneeKG™ acquise lors d'un accroupissement dynamique, à la cinématique 3D de référence du système EOS® acquise lors d'un accroupissement quasi-statique. Nous souhaitons donc nous assurer à l'aide de cette étude que notre approche de validation était cohérente, c'est-à-dire que les deux conditions d'accroupissement étaient bel

et bien comparables du point de vue de la cinématique 3D du genou, des forces et des moments de réaction au sol, ainsi que de l'activité électromyographique de huit muscles du membre inférieur. Les résultats de cette étude ont montré que les différences intervenant entre les deux conditions d'accroupissement étaient relativement faibles, et que près de 70% des données comparées n'étaient pas statistiquement différentes. Cette seconde étude concluait donc que les accroupissements dynamiques et quasi-statiques étaient comparables lorsque réalisés dans des conditions similaires. Les conclusions de cette étude, première à comparer les deux conditions d'accroupissement de manière aussi poussée, permettent donc d'apporter une dimension supplémentaire aux études ayant analysé des accroupissements quasi-statiques, telles que notre première étude. En effet, grâce à ces résultats, nous pouvons supposer que les ATM du KneeKG™ mesurés au cours de l'accroupissement quasi-statique sont comparables à ceux intervenant au cours d'un accroupissement dynamique.

La troisième étude de ce projet a permis de quantifier la cinématique 3D de genoux OA au cours d'un accroupissement sous charge, les données cinématiques de ce genre étant relativement rares dans la littérature. Cette étude a aussi permis d'évaluer les performances de huit combinaisons de modèles articulaires proposées dans la littérature pour réduire l'influence des ATM à l'aide la MBO, la majorité de ces combinaisons n'ayant jamais été clairement validée, que ce soit sur des sujets sains ou OA. Les résultats de cette étude ont montré que les genoux OA présentaient un angle d'adduction plus élevé (7°), une rotation tibiale interne plus faible (10°), et un déplacement tibial antérieur plus faible (1.3 mm) que ceux reportés dans la littérature sur des sujets sains. Par ailleurs, les résultats de cette troisième étude ont montré qu'aucune des huit combinaisons de modèles articulaires utilisées lors de la MBO ne permettait de corriger efficacement l'ensemble des degrés de liberté du genou. Les erreurs de mesure moyennes obtenues atteignaient jusqu'à 13° et 7 mm selon les combinaisons utilisées, ce qui est supérieur aux 5° et 5 mm escomptés. Il est intéressant de noter que les erreurs moyennes maximales atteintes après correction de la cinématique du KneeKG™ à l'aide de la MBO s'avèrent supérieures aux erreurs de mesure du KneeKG™ reportées dans notre première étude ($<10^\circ$ et <10 mm). En effet, certaines des combinaisons de modèles articulaires avaient tendance à augmenter les erreurs de mesure, ce qui est

contraire à l'effet recherché. Ces résultats ne sont pas surprenants compte tenu du fait que les modèles utilisés, en particulier pour l'articulation du genou, étaient des modèles génériques ne respectant ni la géométrie ni la physiologie des sujets. Cette troisième étude concluait donc qu'il était nécessaire de développer de nouveaux modèles articulaires pour améliorer les performances de la MBO, et suggérait une piste d'amélioration, à savoir la personnalisation des modèles du genou.

Ainsi, la quatrième étude de ce projet de doctorat faisait directement suite à l'étude précédente, puisqu'elle consistait à évaluer les performances de modèles articulaires personnalisés utilisés lors de la MBO pour réduire les ATM du KneeKG™. Cette étude a été réalisée sur 10 sujets sains et 10 sujets OA et a montré que la personnalisation de la calibration du KneeKG™ et des modèles articulaires du genou offrait les meilleurs résultats en termes de compensation des ATM. Les erreurs moyennes obtenues oscillaient entre 2-6° en rotations et 2-4 mm en déplacements pour les sujets sains et OA, ce qui correspond à la précision que nous attendions. Il est intéressant de remarquer que c'est le modèle articulaire le plus avancé qui présentait les résultats les plus encourageants, en particulier au niveau de l'abduction-adduction, de la rotation interne-externe et du déplacement antéro-postérieur du genou. Ce modèle (modèle 7 de la Table 6.1 page 133) était constitué d'un mécanisme parallèle – deux contacts sphère sur plan et quatre ligaments déformables – dont les paramètres et la géométrie étaient personnalisés à l'aide des modèles 3D des os du genou des sujets. Par ailleurs, les résultats montrent que plus les erreurs associées aux ATM sont importantes, meilleure est notre méthode de correction. À titre d'exemple, les erreurs en abduction-adduction et en rotation interne-externe du sujet OA10 à la position 5 (Table-A IV-8 page 188 et Table-A IV-9 page 189) passent de 19,7° et 12,6° sans correction (Modèle 1), à 4,6° et 2,6° avec correction personnalisée (Modèle 7). À l'inverse, les erreurs en position 5 du sujet OA1 passent de 0,7° et 4,0° sans correction (Modèle 1), à 0,6° et 2,0° avec correction personnalisée (Modèle 7). Les résultats obtenus sont donc très encourageants. Certains sujets demeurent toutefois problématiques. C'est le cas par exemple du sujet OA4 dont les erreurs en rotation interne-externe passent de 16,2° sans correction (Modèle 1), à 20,6° avec correction personnalisée (Modèle 7). Finalement, il est important de noter que

bien que les capacités du modèle 7 à réduire les ATM soient très intéressantes, elles s'avèrent similaires à celles des modèles 4 (données brutes) et 5 (modélisation sphérique) pour lesquels la calibration du KneeKG™ a été personnalisée à l'aide d'EOS®. Le modèle 7 reste néanmoins le seul à pouvoir s'adapter à la physiologie du genou et à ne bloquer aucun des degrés de liberté de l'articulation. Il demeure à ce titre le modèle le plus prometteur et de plus amples travaux devraient être réalisés pour tenter de l'améliorer davantage. Cette étude concluait donc que notre méthode de correction permettait d'améliorer les performances de la MBO en utilisant une calibration avancée du KneeKG™ et des modèles personnalisés du genou sans irradiation importante au sujet.

Finalement, nous avons montré à l'aide de la cinquième et dernière étude de ce projet que notre méthode offrait des possibilités plus étendues que le seul calcul de la cinématique 3D du genou. Nous avons notamment été en mesure de fusionner la géométrie 3D des os à la cinématique 3D corrigée du genou, et de définir les cartes de distances articulaires à partir de notre méthode. Bien qu'il s'agisse de résultats préliminaires non validés, ces derniers demeurent très prometteurs, et nous suggérons vivement de les approfondir.

8.2 Limites et recommandations

8.2.1 Gabarit de positionnement

Une des premières limites des études détaillées ci-dessus concerne le gabarit de positionnement utilisé pour standardiser les accroupissements dynamiques et quasi-statiques. Ce gabarit a été conçu selon les caractéristiques suivantes. Il devait contraindre la position et l'orientation des pieds des sujets et leur indiquer lorsque l'angle de flexion du genou désiré était atteint : 0°, 30°, 40°, 50° et 60° lors des accroupissements quasi-statiques et 60° lors des accroupissements dynamiques. Ces caractéristiques ont été mises en œuvre à l'aide des cales pour les pieds et du rappel proprioceptif ajustable en hauteur du gabarit. Par ailleurs, ce gabarit devait pouvoir être inséré dans la cabine du système EOS® et permettre de visualiser le membre inférieur d'intérêt au complet en le positionnant à 45° par rapport aux sources et

récepteurs de rayons-X du système. Bien que la majorité de ces caractéristiques ait été vérifiée, certaines présentaient quelques limites.

En effet, il s'est avéré que la définition des angles de flexion du genou des sujets au cours des accroupissements quasi-statiques était plus variable que ce que nous avions initialement prévu. Suite à un essai pilote réalisé sur trois sujets sains, nous avons obtenu une précision moyenne de 5° et une variabilité de 4° pour les cinq positions de flexion du genou, ce qui nous satisfaisait amplement. Ces mesures ont été obtenues à l'aide du KneeKG™ en supposant que les angles de flexion étaient peu influencés par les ATM. Or, il s'est avéré, d'après les données EOS® relevées sur les différents sujets de nos études, que la précision moyenne et la variabilité moyenne des cinq positions de flexion étaient plutôt de l'ordre de 7° et 8° . Les capacités de standardisation de notre gabarit de positionnement étaient donc moins élevées que ce que nous espérions.

Ce phénomène peut s'expliquer de plusieurs façons. Tout d'abord, les sujets impliqués lors de l'étude préliminaire maîtrisaient les calculs cinématiques du genou et savaient quels angles de flexion du genou nous souhaitions obtenir pour chacune des positions. À l'inverse, les sujets de nos études savaient qu'ils devaient réaliser cinq positions sans connaître la valeur des angles. Cela a ainsi probablement eu pour effet de diminuer la précision des positions obtenues au cours de l'étude préliminaire. Par ailleurs, la variabilité plus faible obtenue au cours de l'étude préliminaire est en partie dû au fait qu'elle n'a impliquée que trois sujets, au lieu de 10 à 20 pour nos études subséquentes. Par ailleurs, le calcul de la hauteur du rappel proprioceptif du gabarit de positionnement (équation (4.1) page 96) dépend de l'épaisseur de tissus adipeux au niveau des fessiers des sujets. Or, cette épaisseur a été considérée comme constante sur tous les sujets de nos études, ce qui ne représente pas la réalité. Les sujets OA présentaient un indice de masse corporelle beaucoup plus important que celui des sujets sains, et donc une épaisseur de tissus adipeux beaucoup plus élevée, en particulier au niveau des fessiers et des cuisses. Les trois sujets de l'étude préliminaire étant de jeunes sujets sains possédant un faible indice de masse corporelle, il est normal d'avoir

obtenu une précision et une variabilité des positions de flexion plus faibles que celles mesurées au cours de nos études.

Ainsi, dans l'éventualité où de nouvelles études seraient réalisées à l'aide du gabarit de positionnement, ou d'un outil similaire, il serait important de prendre en considération les recommandations suivantes. Tout d'abord, il serait nécessaire de standardiser davantage la première position d'accroupissement (position debout à 0° de flexion). Pour le moment, cette dernière est seulement contrôlée par les cales installées au niveau des pieds, et non par le rappel proprioceptif, ce qui donne lieu à des différences dans les angles de flexion entre les accroupissements statiques et dynamiques à la première position de flexion. Ensuite, il serait envisageable de raffiner le calcul de la hauteur de rappel proprioceptif en mesurant l'épaisseur de tissus adipeux directement sur les radiographies prises en face/profil sur les sujets avant d'enregistrer l'accroupissement quasi-statique. Il suffirait alors d'entrer la nouvelle valeur dans le calcul de la hauteur, comme c'est le cas pour d'autres mesures effectuées sur les sujets.

8.2.2 Modélisation personnalisée du genou

Les modèles personnalisés du genou se sont révélés être parmi les plus performants pour compenser les erreurs causées par les ATM du KneeKG™. Or, ces derniers ne permettent pas de compenser totalement les ATM, notamment au niveau de la RIE des genoux OA. Nous pensons que ce phénomène est en partie dû aux limites de la méthode de reconstruction des modèles 3D des os à partir des paires de radiographies EOS®. En effet, en reconstruisant les os en 3D à partir de deux images 2D seulement, une partie des informations concernant la géométrie des os est forcément perdue. De plus, les modèles génériques que l'on déforme jusqu'à ce que leurs silhouettes projetées s'ajustent aux contours visibles des os ne permettent pas de reproduire avec une assez grande fidélité les surfaces articulaires du genou, qui plus est s'il est OA. Les modèles 3D personnalisés utilisés lors de la MBO possédaient donc une précision limitée au niveau de ces surfaces articulaires. Il est donc normal d'observer des erreurs résiduelles causées par les ATM, en particulier chez les sujets OA.

Par ailleurs, la définition des ligaments utilisés par les modèles personnalisés était également limitée. En effet, les points d'origine et d'insertion de ces quatre ligaments ne sont pas visibles sur les radiographies EOS[®]. Ces derniers ont donc été estimés à partir de points disponibles sur les modèles génériques utilisés lors de la reconstruction 3D des os. Les points d'origine et d'insertion des ligaments des modèles personnalisés ne représentent donc qu'une estimation de la position réelle des ligaments des sujets sains et OA. Cette estimation a certainement un impact sur la qualité des résultats obtenus par la MBO à l'aide de ces modèles personnalisés. Nous ne sommes cependant pas en mesure de quantifier cet impact.

Afin de raffiner les modèles personnalisés du genou, et éventuellement améliorer les résultats de la MBO, voici quelques recommandations à prendre en considération. Tout d'abord, il est nécessaire de faire des progrès en termes de reconstruction 3D des os. Pour ce faire, il serait intéressant de reconstruire les os du genou non plus avec une seule paire de radiographies, mais avec plusieurs paires, prises à différents degrés d'orientation par rapport aux sources et détecteurs de rayons-X. Les acquisitions EOS[®] étant rapides et très peu irradiantes, nous pouvons nous permettre ce genre d'opération sans alourdir le protocole de notre méthode de mesure de la cinématique 3D du genou. Les multiples clichés pris dans le cadre de nos études afin de valider notre méthode de mesure constituent ainsi une base de données exceptionnelle pour développer cette méthode de reconstruction multi-vue. Par ailleurs, il serait intéressant de raffiner les mécanismes parallèles proposés dans notre quatrième étude. Les contacts sphère sur plan pourraient en effet être remplacés par des contacts ellipse sur ellipse, ou encore surface 3D sur surface 3D en paramétrant les surfaces articulaires des modèles 3D des os. Finalement, il serait probablement intéressant d'obtenir les modèles 3D des os à l'aide d'une autre modalité, comme par exemple l'IRM. Cette dernière permettrait en effet de reconstruire les os avec une précision relativement bonne, mais permettrait aussi et surtout de modéliser les tissus mous tels que le cartilage recouvrant les surfaces articulaires du genou, les ménisques, ou encore les ligaments. Ceci permettrait certainement d'obtenir des modèles personnalisés plus proche de l'anatomie et de la physiologie réelle des sujets. Néanmoins, les acquisitions par IRM sont relativement longues, et sont réalisées en position allongée. Le KneeKG[™] ne pourrait donc pas être installé sur les sujets au cours de l'acquisition, ce qui

implique que le modèle 7 de notre quatrième étude ne pourrait être construit puisque ce dernier nécessite de personnaliser la calibration du KneeKG™. Il serait d'ailleurs intéressant d'évaluer les performances d'un modèle pour lequel le mécanisme parallèle serait personnalisé, mais pas la calibration du KneeKG™. Ce type de modèle n'a pas été testé dans le cadre de nos études.

8.2.3 Méthode de validation

Une des principales limites de nos études vient du fait que nous avons comparé la cinématique 3D du genou enregistrée au cours d'accroupissements dynamiques à l'aide du KneeKG™ à celle enregistrée au cours d'accroupissements quasi-statiques à l'aide d'EOS®. Ainsi, bien que notre seconde étude ait montré que les deux conditions d'accroupissement étaient similaires, il demeure des erreurs moyennes de l'ordre de 2° et 2 mm en rotations et déplacements du genou. Nous ne pouvons donc déterminer si les erreurs se rapprochant de 2° et 2 mm obtenues lors de notre quatrième étude représentent l'incapacité des modèles personnalisés à réduire totalement les ATM, ou représentent simplement les différences moyennes entre les deux conditions d'accroupissement.

Par ailleurs, les deux conditions d'accroupissement n'ont pas pu être enregistrées simultanément. Les dimensions de la cabine EOS® et la configuration de notre gabarit de positionnement nécessitaient en effet d'orienter les sujets face à l'intérieur de la cabine. Aucune caméra ne pouvant entrer à l'intérieur de cette cabine, nous avons enregistré les accroupissements dynamiques à l'extérieur de la cabine et les accroupissements quasi-statiques à l'intérieur. Ces deux conditions d'accroupissement étaient néanmoins standardisées à l'aide du même gabarit de positionnement. Nous ne pouvons donc pas dire à l'heure actuelle si les erreurs de 2-6° en rotations et 2-4 mm en déplacements trouvées lors de notre quatrième étude sont dues aux ATM non compensés par les modèles personnalisés, ou simplement aux erreurs induites par notre méthode de validation.

Afin d'évaluer les performances de notre méthode de mesure au cours d'un accroupissement dynamique sous charge, l'idéal aurait été de disposer d'un fluoroscope biplan. Ce dernier nous aurait permis d'enregistrer les mouvements des os du genou tout en laissant assez de place aux caméras pour enregistrer les mouvements des marqueurs du KneeKG™. Cependant, nous ne disposions pas d'une telle technologie, et la fluoroscopie biplan présente tout de même certains inconvénients largement abordés dans le présent document.

8.2.4 Mouvement étudié

Finalement, la dernière limite de nos études vient du fait que nous n'avons validé notre méthode de mesure qu'au cours d'un mouvement d'accroupissement. Nous ne pouvons donc donner de conclusion quant à la capacité des modèles personnalisés à compenser les ATM du KneeKG™ intervenant au cours d'un mouvement tel que la marche par exemple. Or, nous avons enregistré d'autres types d'activités (marche, fente et équilibre sur un pied) sur les sujets ayant participé à nos études. Des travaux visant à utiliser les modèles personnalisés définis dans le cadre de nos études afin de raffiner les calculs cinématiques du genou à la marche sont en cours.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Il n'existe aujourd'hui aucune définition claire et précise des mouvements de l'articulation fémoro-tibiale, en particulier lorsqu'il s'agit d'une articulation OA et d'un mouvement d'accroupissement dynamique. Cette controverse s'explique en grande partie par l'absence de consensus au sujet des méthodes de mesure de la cinématique 3D du genou. Aucune de ces méthodes n'est acceptée de façon unanime par la communauté scientifique puisqu'aucune d'entre elles ne semble idéale du point de vue de son applicabilité en routine clinique, ou du point de vue de son efficacité à réduire l'influence des ATM.

La première contribution de ce projet de doctorat a été de quantifier les mouvements du KneeKG™ par rapport aux os et d'estimer l'influence de ces mouvements sur la cinématique 3D du genou au cours d'un accroupissement sous charge effectué par des sujets sains et OA. Cette étude a montré que les mouvements du KneeKG™ par rapport aux os oscillaient entre 3-9° et 5-13 mm, et qu'ils génèrent des erreurs de l'ordre de 9-10° et 7-10 mm au niveau de la cinématique 3D du genou. Les données du KneeKG™ doivent donc être corrigées si l'on souhaite transférer cet outil à une activité clinique de routine.

La deuxième contribution a été de comparer des accroupissements dynamiques et quasi-statiques en termes de cinématique, de cinétique et d'EMG des membres inférieurs. Cette étude a montré que les deux conditions d'accroupissement étaient similaires. En effet, les différences moyennes trouvées étaient de 1,5° et 1,9 mm pour les rotations et déplacements du genou, de 2,1% du poids des sujets pour les forces de réaction au sol, de 6,6 Nm pour les moments au sol, de 11,2 mm pour la position du centre de pression au sol, et de 6,3% de l'activité musculaire maximale pour l'EMG. De plus, près de 70% des données étaient équivalentes.

La troisième contribution a été de valider l'ensemble des combinaisons de modèles articulaires utilisées lors de la MBO pour compenser l'influence des ATM sur les calculs cinématiques du genou. Cette étude a associé pour la première fois une méthode

mathématique, à savoir la MBO, à l'outil de captation du mouvement qu'est le KneeKG™. Cette étude a également apporté des informations au sujet de la cinématique 3D de genoux OA en accroupissement. Cette étude a montré qu'aucune des combinaisons de modèles articulaires actuelles ne permettaient de compenser efficacement les ATM du KneeKG™, les erreurs de mesures atteignant 13° et 7 mm. Les modèles articulaires ont donc besoin d'être raffinés pour espérer améliorer les résultats de la MBO. En outre, cette étude confirme que la cinématique 3D des genoux OA est différente de celles des sujets sains : l'angle d'adduction est plus élevé, alors que la rotation interne et le déplacement antérieur du tibia sont plus faibles que ceux observés chez des sujets sains.

La quatrième contribution a été d'améliorer les résultats de la MBO en proposant des modèles personnalisés du genou développés à partir des reconstructions des os issues du système EOS®. Cette étude montre qu'une calibration KneeKG™ et une modélisation du genou personnalisées permettent d'obtenir les meilleurs résultats cinématiques, avec des erreurs moyennes entre 2-6° et 2-4 mm pour les rotations et déplacements des genoux sains et OA. Néanmoins, il est impossible à l'heure actuelle de départager les capacités de compensation des ATM des modèles 4 et 5, pour lesquels la calibration du KneeKG™ a été personnalisée à l'aide du système EOS®, de celles du modèle 7 modélisant le genou à l'aide d'un mécanisme parallèle personnalisé. Une étude statistique portant sur un plus grand nombre de sujets devrait être réalisée afin de départager ces modèles.

La cinquième et dernière contribution a été de mettre à profit les modèles personnalisés pour proposer une méthode de fusion de la géométrie 3D et de la cinématique 3D du genou. Cette application a été par la suite employée afin d'établir les cartes de distances séparant les surfaces articulaires du genou. Les résultats obtenus par cette étude sont prometteurs.

Finalement, la combinaison du KneeKG™, de la MBO, et du système EOS® nous a permis d'obtenir une méthode quantifiant de manière relativement précise, non invasive et peu irradiante la cinématique 3D de genoux sains et OA au cours d'accroupissements dynamiques. Bien qu'elle nécessite l'obtention d'un modèle 3D des os du genou, cette

méthode demeure de plus relativement simple. En effet, en cumulant les temps d'installation et de calibration du KneeKG™, d'acquisition de l'accroupissement dynamique, d'acquisition des radiographies biplan en position debout, de reconstruction des modèles 3D des os, de l'extraction des données géométriques et de la correction des données cinématiques, nous ne devrions pas dépasser les 20/30 minutes. Ce temps pourrait être largement réduit en intégrant la méthode développée au logiciel du KneeKG™ ainsi qu'au logiciel exploitant les images du système EOS® afin de rendre les procédures plus automatiques et intuitives.

En conclusion, les principales recommandations issues de ces travaux sont liées au raffinement des modèles personnalisés et à la méthode de validation. Tout d'abord, il serait nécessaire d'améliorer la méthode de reconstruction des os sous EOS® afin d'obtenir des surfaces articulaires plus proches de la réalité, et ainsi améliorer la personnalisation des modèles articulaires. Ces derniers pourraient par la suite être perfectionnés en remplaçant les sphères et les plans par des surfaces paramétriques dérivant des nouveaux modèles 3D des os. Les capacités de la MBO à compenser les ATM du KneeKG™ à l'aide de ces nouveaux modèles personnalisés paramétriques pourraient finalement être évaluées à l'aide d'une version améliorée du gabarit de positionnement, ou bien à l'aide d'une toute nouvelle méthode de validation basée sur la fluoroscopie biplan.¹⁸

¹⁸ <https://www.dropbox.com/s/8jvmt917mhws4lt/The%20End.gif?dl=0>

ANNEXE I

LES MUSCLES DU GENOU

Les Figure-A I-1, Figure-A I-2, et Figure-A I-3 suivantes offrent des vues anatomiques détaillées de l'ensemble des muscles profonds, intermédiaires et superficiels jouant un rôle moteur et stabilisateur au niveau de l'articulation du genou.

Le Tableau-A I-1 page 171 synthétise quant à lui l'ensemble des informations relatives aux muscles du genou, à savoir leur origine et insertion, leur caractéristique mono- ou bi-articulaire, ainsi que leur fonction primaire (agoniste) ou secondaire dans le contrôle des mouvements de flexion-extension et de rotation interne-externe du genou.

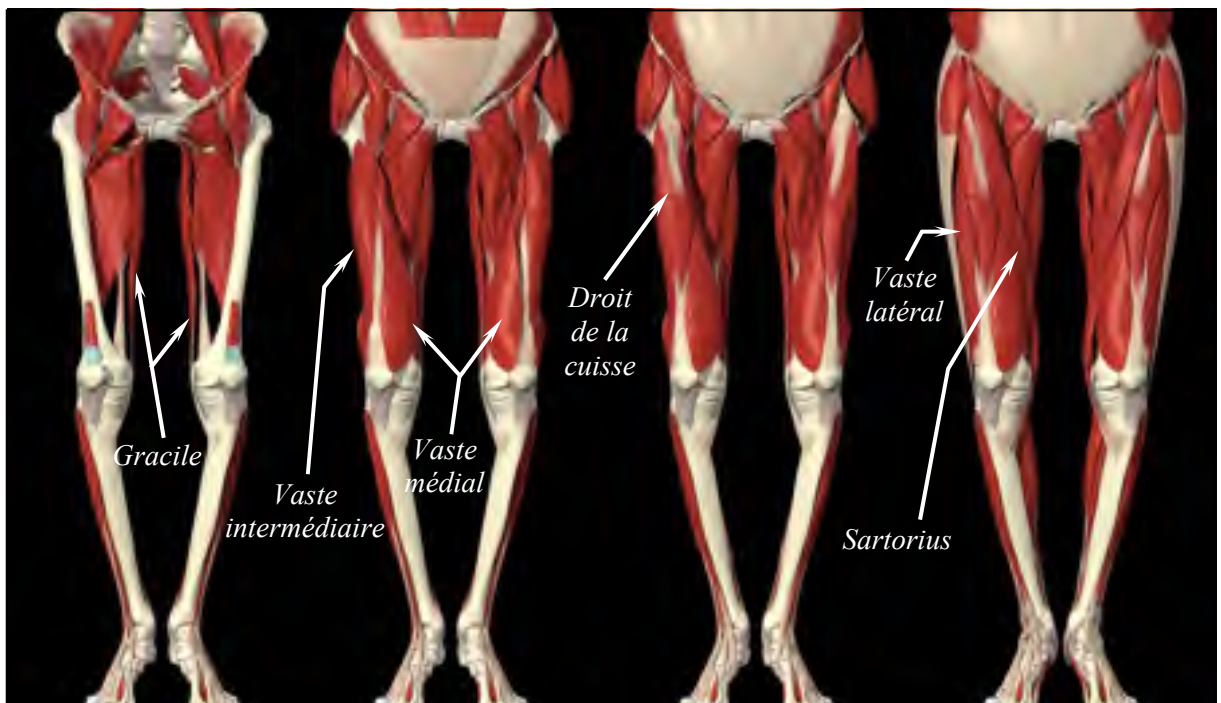


Figure-A I-1 Vues antérieures des muscles contrôlant l'articulation du genou
Adaptée de Hillman (2003)

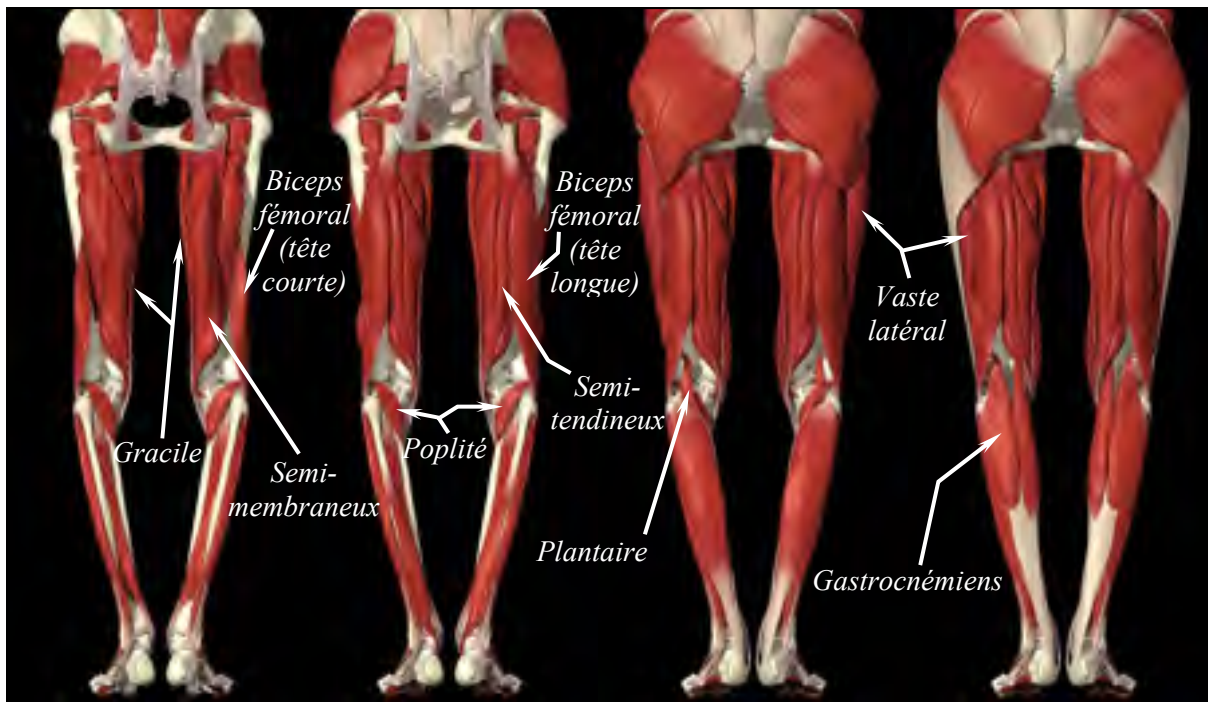


Figure-A I-2 Vues postérieures des muscles contrôlant l'articulation du genou
Adaptée de Hillman (2003)



Figure-A I-3 Vues latérales des muscles contrôlant l'articulation du genou
Adaptée de Hillman (2003)

Tableau-A I-1 Synthèse des caractéristiques principales des muscles du genou

Muscle	Origine	Insertion	Mono- ou Bi-Articulaire	Flexion	Extension	Rotation Interne	Rotation Externe
Gracile	Symphyse et arcade pubiennes	Tubérosité tibiale	Bi-articulaire	Secondaire		Secondaire	
Biceps fémoral	Tubérosité ischiatique ; Ligne âpre du fémur	Tête de la fibula ; Condyle latéral tibial	Bi-articulaire	Agoniste			Agoniste
Semi-tendineux	Tubérosité ischiatique	Face médio-proximale du tibia	Bi-articulaire	Agoniste		Agoniste	
Semi-membraneux	Tubérosité ischiatique	Face postérieure du condyle médial tibial	Bi-articulaire	Agoniste		Agoniste	
Droit de la cuisse	Épine iliaque et acétabulum	Rotule ; Tubérosité tibiale	Bi-articulaire		Agoniste		
Vaste latéral	Grand trochanter, lignes inter-trochantérique du fémur	Rotule ; Tubérosité tibiale	Mono-articulaire		Agoniste		
Vaste médial	Lignes inter-trochantérique du fémur	Rotule ; Tubérosité tibiale	Mono-articulaire		Agoniste		
Vaste inter-médiaire	Face antéro-latérale du fémur	Rotule ; Tubérosité tibiale	Mono-articulaire		Agoniste		
Sartorius	Épine iliaque antéro-supérieure	Face médio-proximale du tibia	Bi-articulaire	Secondaire		Secondaire	
Gastrocnémien	Condyles médial et latéral du fémur	Face postérieure du calcaneus	Bi-articulaire	Secondaire			
Plantaire	Face postérieure du condyle latéral	Face postérieure du calcaneus	Bi-articulaire	Secondaire			
Poplité	Condyle latéral fémoral, Ménisque latéral tibial	Face postérieure du calcaneus	Bi-articulaire	Secondaire		Agoniste	

ANNEXE II

APERÇU DES FILTRES DE KALMAN

Le filtre de Kalman (FK) est aujourd'hui un des outils d'estimation les plus populaires et les plus utilisés (Choset *et al.*, 2005; Welch et Bishop, 2001). Sa grande popularité vient principalement de son efficacité et de sa robustesse, mais également de sa prise en main relativement simple. Le FK est en fait une méthode mathématique permettant d'estimer de manière récursive l'état x_k d'un système dynamique en présence de mesures bruitées. Il se compose essentiellement d'équations mathématiques construites dans le but de minimiser à chaque instant k la covariance d'erreur P_k existant entre l'estimation de l'état du système \hat{x}_k et sa vraie valeur x_k (Choset *et al.*, 2005; Welch et Bishop, 2001). L'estimation fournie par le FK est pour cette raison considérée comme optimale ; Choset (2005, p. 285) allant jusqu'à dire que « les estimations de l'état et de la covariance \hat{x}_k et P_k résultant de l'utilisation des équation [du FK] sont non seulement les meilleures estimations possibles, mais également les estimations exactes ».

Une des étapes indispensables avant de pouvoir utiliser un FK consiste à modéliser le problème en définissant les équations qui permettront de décrire la dynamique et les mesures du système en question. Ces équations, communément appelées « **modèle état-espace** », sont les suivantes :

$$\dot{x}(t) = A(t)x(t) + B(t)u(t) \quad (\text{A.8.1})$$

$$y(t) = H(t)x(t) \quad (\text{A.8.2})$$

$x(t), u(t), y(t), A(t), B(t)$ et $H(t)$ correspondent respectivement à l'état du système, aux commandes d'entrée du système, aux mesures de sortie du système, à la matrice reliant l'état du système à sa dérivée temporelle, à la matrice reliant les commandes d'entrée à la dérivée temporelle de l'état du système, et à la matrice reliant l'état du système aux mesures de sortie. Les équations (A.8.1) et (A.8.2) représentent ainsi l'« **équation d'état** » et

l'« *équation de mesure* » du système dynamique. Il est important de noter que ces équations sont des équations linéaires et continues. Or, le FK est une méthode estimant l'état d'un système à l'aide d'une procédure discrète gouvernée par des équations linéaires. Il est donc nécessaire de discrétiser les équations précédentes avant de pouvoir les intégrer dans une procédure de FK. Par ailleurs, si d'aventure l'équation d'état et/ou l'équation de mesure s'avéraient non linéaires, il serait indispensable de les linéariser avant de les intégrer dans une procédure de filtre de Kalman étendu (FKE) (Choset *et al.*, 2005; Welch et Bishop, 2001). Toutefois, par soucis de simplicité, la linéarisation des équations et le FKE ne sont pas abordés dans la présente annexe.

Une fois l'équation d'état et l'équation de mesure discrétisées, nous obtenons les deux équations suivantes :

$$x_k = \Phi_k x_{k-1} + \Omega_k u_k + v_k \quad (\text{A.8.3})$$

$$y_k = H_k x_k + w_k \quad (\text{A.8.4})$$

Φ_k , Ω_k , v_k et w_k représentent respectivement la matrice reliant l'état du système à l'instant $k - 1$ à l'état du système à l'instant k , la matrice reliant les commandes d'entrées à l'état du système à l'instant k , l'erreur induite par le bruit de modélisation du comportement dynamique du système, et l'erreur induite par le bruit de mesure. Les erreurs aléatoires v_k et w_k sont modélisées – selon les hypothèses du FK – par un bruit blanc gaussien de moyenne nulle et de covariance Q_k et R_k : $v_k = N(0, Q_k)$ et $w_k = N(0, R_k)$.

Finalement, dès lors que les équations (A.8.3) et (A.8.4) ont été définies, il est possible d'écrire les différentes équations intervenant dans la procédure du FK, et ainsi d'estimer de manière récursive l'état \hat{x}_k du système de même que la covariance d'erreur P_k associée à cette estimation. La procédure complète du FK s'écrit alors comme suit (Figure-A II-1).

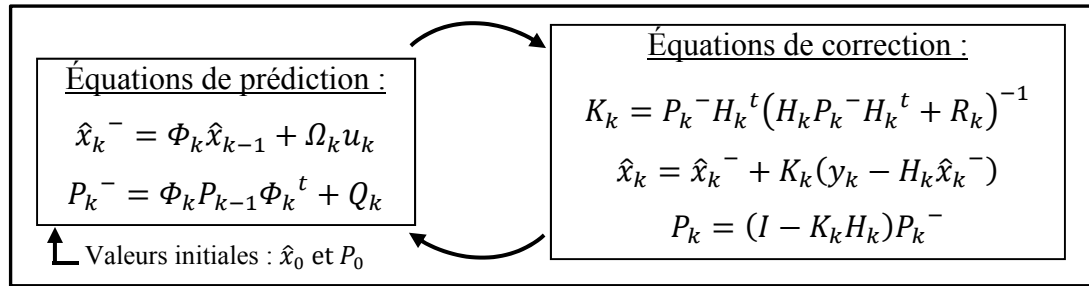


Figure-A II-1 Diagramme résumant la procédure récursive du FK

Les exposants « - » présents sur la Figure-A II-1 signifient « *a priori* ». Le FK permet donc de réajuster à l'aide des « *équations de correction* » les valeurs *a priori* estimées à partir des « *équations de prédiction* », et ce grâce aux mesures y_k et au gain K_k . Il est important de noter que c'est ce gain K_k qui différencie le FK des autres méthodes d'estimation. Ce dernier a en effet été conçu de sorte à minimiser à chaque instant k la covariance d'erreur P_k entre \hat{x}_k et x_k . En outre, K_k peut être vu comme un facteur de pondération reflétant la fiabilité des mesures y_k . Plus la covariance R_k du bruit de mesure est faible, plus les mesures y_k sont fiables et plus K_k est grand ; il tend alors vers H_k^{-1} . Inversement, plus R_k est grand, moins les mesures y_k sont fiables et plus K_k est faible ; il tend alors vers 0 (Choset *et al.*, 2005; Welch et Bishop, 2001).

En résumé, le FK propage \hat{x}_{k-1} et P_{k-1} dans le temps afin d'obtenir les estimations *a priori* \hat{x}_k^- et P_k^- . Il incorpore par la suite une nouvelle mesure y_k pour corriger ces estimations *a priori* et finalement obtenir les estimations « *a posteriori* » \hat{x}_k et P_k . La boucle est alors répétée pour le temps $k+1$ et ainsi de suite. La procédure récursive du FK nécessite donc que les valeurs initiales \hat{x}_0 et P_0 lui soient spécifiées. De même, il est indispensable de définir les covariances Q_k et R_k pour que le FK fonctionne. Ces dernières n'ont cependant pas besoin d'être extrêmement précises. En effet, une fois le FK terminé, les valeurs de Q_k et R_k sont généralement ajustées à la main dans le but d'optimiser les performances du FK (Cerveri, Pedotti et Ferrigno, 2005; De Groote *et al.*, 2008; Welch et Bishop, 2001).¹⁹

¹⁹ Si vous vous êtes rendu jusqu'ici, je vous félicite et promets de vous inviter à boire une bonne bière (offre non cumulable et valable pendant un dix à partir de la date de soumission de la thèse uniquement).

Pour finir, afin de clore cette section et illustrer nos propos, nous présentons un exemple d'utilisation courante du FK, à savoir le suivi de robots mobiles. Considérons un robot mobile contraint à bouger le long d'une ligne droite. L'état du robot est défini comme étant sa position et sa vitesse : $x(t) = [x_r(t) ; v_r(t)]^t$. La commande d'entrée du robot consiste en une force qui lui est appliquée : $u(t) = m \frac{dv_r(t)}{dt}$. De plus, le robot est sensé disposer d'un capteur de vitesse : $y(t) = v_r(t)$. Ainsi, en considérant T comme la période d'acquisition des mesures et en réécrivant la commande d'entrée sous la forme discrète $u_k = m \frac{v_{rk} - v_{rk-1}}{T}$, il est possible d'obtenir directement les équations discrètes suivantes :

$$x_k = \begin{bmatrix} 1 & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} x_{k-1} + \begin{bmatrix} 0 \\ T \\ m \end{bmatrix} u_k + v_k = \Phi_k x_{k-1} + \Omega_k u_k + v_k \quad (\text{A.8.5})$$

$$y_k = [0 \quad 1] x_k + w_k = H_k x_k + w_k \quad (\text{A.8.6})$$

Les équations (A.8.5) et (A.8.6) étant linéaires, il ne reste alors plus qu'à définir les valeurs initiales \hat{x}_0 et P_0 et à spécifier les covariances Q_k et R_k pour être en mesure d'utiliser la procédure du FK, et ainsi estimer la position et la vitesse du robot au cours du temps (Figure-A II-1). Tel que nous le montre cet exemple, les matrices Φ_k, Ω_k et H_k définissant les équations discrètes utilisées par le FK dépendent entièrement du système que l'on étudie, des mesures dont nous disposons et des données que l'on souhaite estimer. Ces dernières varient donc d'une étude à l'autre et doivent être définies avec précision sous peine de voir le FK diverger (Choset *et al.*, 2005).

ANNEXE III

ADDITIONAL TABLES

Table-A III-1 Complete statistical analysis of kinematic differences
between quasi-static and fast dynamic squats

Parameters	Mean flexion angles (°)	Mean quasi-static values (SD)	Mean dynamic values (SD)	Absolute mean differences (SD)	Max. absolute differences	Min. absolute differences	95% conf. intervals	<i>p</i> values
AA (°)	3	0.8 (4.8)	-0.3 (4.7)	1.7 (1.4)	4.0	0.1	-0.4 ; 2.7	0.193
	37	1.1 (4.4)	1.0 (3.9)	0.8 (0.6)	2.0	0.1	-0.7 ; 0.9	0.846
	47	1.4 (4.3)	1.3 (4.1)	0.8 (0.5)	1.8	0.1	-0.7 ; 0.8	1.000
	55	1.6 (4.5)	1.9 (4.1)	0.8 (0.5)	2.1	0.3	-0.9 ; 0.5	0.375
	72	2.2 (4.3)	2.8 (4.5)	1.2 (0.8)	2.6	0.4	-1.6 ; 0.4	0.193
RIE (°)	3	0.9 (2.3)	0.9 (2.1)	2.3 (2.0)	6.3	0.3	-1.8 ; 2.4	0.846
	37	2.0 (4.6)	0.3 (4.6)	2.0 (1.4)	3.6	0.5	-3.3 ; -0.1	0.049
	47	1.8 (5.1)	0.8 (4.5)	1.9 (1.4)	5.3	0.5	-2.4 ; 0.7	0.232
	55	1.0 (5.0)	1.3 (4.4)	1.7 (1.2)	3.4	0.3	-1.2 ; 1.9	0.625
	72	2.2 (4.9)	2.7 (5.3)	1.9 (1.2)	4.0	0.3	-1.1 ; 2.2	0.492
TML (mm)	3	0.3 (2.3)	-1.0 (3.6)	2.9 (2.5)	7.9	0.2	-1.4 ; 4.1	0.557
	37	-0.7 (2.9)	0.2 (3.0)	1.5 (1.5)	5.0	0.2	-2.2 ; 0.5	0.275
	47	-0.3 (4.0)	-0.5 (3.4)	1.0 (1.0)	3.3	0.1	-0.7 ; 1.2	0.695
	55	-0.1 (3.4)	-0.2 (3.7)	1.4 (1.4)	4.0	0.0	-1.2 ; 1.6	1.000
	72	0.3 (3.1)	0.1 (3.4)	0.9 (0.6)	2.0	0.2	-0.6 ; 0.9	0.322
TAP (mm)	3	1.2 (3.8)	3.8 (5.9)	3.7 (2.1)	6.9	1.2	-4.9 ; -0.7	0.049
	37	6.7 (6.1)	7.5 (5.2)	1.5 (2.1)	7.0	0.1	-2.9 ; 0.5	0.232
	47	7.4 (5.6)	7.8 (4.8)	1.3 (1.3)	4.8	0.5	-1.9 ; 0.8	0.770
	55	8.6 (5.2)	8.6 (4.4)	1.5 (1.0)	3.7	0.1	-1.3 ; 1.5	0.846
	72	8.9 (5.0)	8.9 (4.8)	0.8 (0.5)	1.5	0.1	-0.7 ; 0.7	1.000
TPD (mm)	3	0.3 (2.1)	1.1 (5.6)	3.9 (4.0)	10.2	0.3	-5.0 ; 3.8	0.492
	37	4.0 (3.6)	6.0 (6.0)	2.3 (3.0)	7.9	0.2	-4.2 ; -0.2	0.037
	47	4.8 (4.4)	6.5 (5.4)	2.0 (2.0)	6.4	0.1	-3.5 ; -0.1	0.049
	55	5.9 (4.9)	7.6 (5.2)	2.0 (1.6)	5.7	0.1	-2.7 ; -0.2	0.037
	72	6.7 (6.2)	7.9 (5.8)	1.6 (1.2)	3.9	0.1	-2.3 ; -0.2	0.037

Table-A III-2 Complete statistical analysis of kinetic differences
between quasi-static and fast dynamic squats

Parameters	Mean flexion angles (°)	Mean quasi-static values (SD)	Mean dynamic values (SD)	Absolute mean differences (SD)	Max. absolute differences	Min. absolute differences	95% conf. intervals	p values
Fx (%)	3	-1,0 (4,7)	-2,0 (3,7)	1,5 (1,8)	6,0%	0,1%	-0,4 ; 2,7	0,193
	37	-1,5 (2,3)	-1,4 (3,5)	1,0 (1,1)	3,8%	0,2%	-0,9 ; 1,3	0,375
	47	-2,0 (3,6)	-1,2 (3,4)	1,1 (1,4)	4,8%	0,0%	-2,1 ; 0,1	0,160
	55	-1,8 (3,8)	-1,2 (3,3)	0,8 (0,6)	1,9%	0,1%	-1,1 ; 0,2	0,106
	72	-2,2 (4,1)	-1,3 (3,3)	1,1 (1,1)	3,0%	0,0%	-1,8 ; 0,0	0,064
Fy (%)	3	0,5 (0,3)	0,3 (0,5)	0,5 (0,3)	1,0%	0,1%	-0,2 ; 0,6	0,232
	37	0,6 (0,2)	0,3 (0,4)	0,3 (0,3)	0,9%	0,0%	-0,0 ; 0,5	0,131
	47	0,6 (0,3)	0,4 (0,4)	0,3 (0,3)	0,9%	0,0%	-0,0 ; 0,4	0,106
	55	0,4 (0,3)	0,4 (0,4)	0,3 (0,3)	0,8%	0,0%	-0,3 ; 0,3	1,000
	72	0,4 (0,3)	0,6 (0,4)	0,4 (0,2)	0,7%	0,1%	-0,5 ; 0,2	0,275
Fz (%)	3	101,1 (3,0)	103,7 (3,1)	2,9 (3,2)	8,6%	0,0%	-5,7 ; 0,3	0,160
	37	100,1 (3,6)	102,3 (7,3)	5,0 (3,2)	10,5%	1,1%	-6,5 ; 1,8	0,193
	47	99,7 (3,9)	101,4 (8,0)	5,9 (3,5)	11,8%	1,8%	-6,6 ; 3,3	0,375
	55	99,7 (3,5)	102,8 (6,1)	4,5 (2,4)	8,2%	1,3%	-6,0 ; 0,1	0,064
	72	99,9 (3,4)	105,2 (4,0)	5,3 (3,0)	10,8%	1,8%	-7,5 ; -3,1	0,002
Mx (Nm)	3	10,6 (13,5)	17,2 (12,5)	12,6 (12,9)	43,9	0,4	-19,2 ; 5,4	0,375
	37	10,5 (10,8)	17,5 (9,6)	8,1 (6,5)	20,2	2,5	-12,5 ; -0,9	0,020
	47	12,1 (8,9)	17,5 (9,7)	7,3 (7,7)	26,0	0,1	-12,9 ; 0,7	0,131
	55	12,4 (11,0)	17,8 (9,6)	6,2 (3,9)	11,4	1,0	-9,3 ; -2,0	0,020
	72	11,0 (11,0)	17,8 (9,8)	6,9 (6,2)	18,3	0,8	-11,7 ; -1,9	0,006
My (Nm)	3	-76,0 (25,3)	-77,0 (19,1)	15,9 (15,3)	39,1	0,4	-16,0 ; 18,1	0,695
	37	-84,5 (18,7)	-79,1 (21,3)	10,9 (10,3)	35,7	0,6	-15,5 ; 4,8	0,275
	47	-82,1 (13,5)	-78,5 (21,6)	10,9 (12,9)	42,5	0,2	-16,5 ; 6,5	0,557
	55	-83,0 (20,9)	-80,5 (19,1)	7,4 (6,9)	23,8	1,4	-10,9 ; 4,5	0,695
	72	-82,4 (25,9)	-81,3 (20,2)	9,7 (6,0)	19,5	2,9	-7,7 ; 7,0	1,000
Mz (Nm)	3	-0,5 (0,3)	-0,3 (0,8)	0,6 (0,7)	2,0	0,0	-0,9 ; 0,4	0,922
	37	-0,7 (0,3)	-0,5 (0,6)	0,4 (0,5)	1,8	0,0	-0,7 ; 0,1	0,275
	47	-0,7 (0,5)	-0,4 (0,5)	0,6 (0,6)	2,0	0,1	-0,9 ; 0,2	0,322
	55	-0,4 (0,5)	-0,4 (0,5)	0,6 (0,5)	1,6	0,1	-0,5 ; 0,5	0,922
	72	-0,4 (0,5)	-0,4 (0,5)	0,5 (0,5)	1,4	0,1	-0,3 ; 0,6	0,557
COPx (mm)	3	0,0 (0,0)	3,6 (24,1)	17,6 (15,9)	38,8	0,4	-19,6 ; 15,5	0,846
	37	-6,0 (28,1)	-3,3 (30,0)	12,4 (9,4)	30,8	1,7	-14,0 ; 8,8	0,432
	47	-3,3 (27,9)	-2,5 (30,9)	13,0 (11,2)	37,3	1,6	-12,4 ; 12,1	0,625
	55	-4,6 (27,5)	-1,0 (29,1)	9,0 (8,9)	23,2	0,7	-12,0 ; 3,9	0,432
	72	-8,6 (37,5)	-2,0 (28,3)	10,6 (12,3)	33,0	1,0	-15,9 ; 3,4	0,695
COPy (mm)	3	0,0 (0,0)	-0,3 (19,6)	14,3 (12,6)	43,7	0,8	-16,6 ; 12,7	0,770
	37	7,1 (11,0)	1,7 (13,2)	9,7 (8,8)	29,5	1,4	-3,1 ; 15,4	0,275
	47	5,9 (11,4)	2,0 (13,6)	8,2 (7,3)	23,5	0,3	-4,3 ; 11,6	0,432
	55	2,4 (11,2)	1,8 (13,6)	8,9 (8,5)	30,6	0,8	-10,9 ; 8,4	0,322
	72	4,7 (10,0)	-0,9 (12,3)	8,2 (8,3)	24,0	0,3	-2,5 ; 12,1	0,322

Table-A III-3 Complete statistical analysis of electromyographic differences between quasi-static and fast dynamic squats

Parameters	Mean flexion angles (°)	Mean quasi-static values (SD)	Mean dynamic values (SD)	Absolute mean differences (SD)	Max. absolute differences	Min. absolute differences	95% conf. intervals	p values
RF (%)	3	60,6 (13,3)	60,1 (14,6)	2,5 (3,3)	11,3%	0,1%	-1,6 ; 4,1	0,922
	37	61,1 (13,7)	66,0 (7,9)	5,0 (8,2)	27,7%	0,2%	-14,1 ; -1,1	0,004
	47	62,1 (13,7)	66,6 (8,6)	5,1 (7,8)	26,9%	0,5%	-13,2 ; -0,6	0,027
	55	63,6 (11,9)	68,1 (7,7)	4,9 (7,5)	25,9%	0,3%	-12,8 ; -0,7	0,010
	72	67,0 (12,9)	70,1 (7,1)	5,0 (8,2)	27,7%	0,1%	-12,1 ; 1,6	0,432
VL (%)	3	31,8 (24,8)	45,0 (28,8)	13,2 (28,2)	92,8%	0,1%	-46,4 ; -2,0	0,006
	37	36,2 (23,2)	44,8 (20,2)	8,9 (5,7)	18,5%	0,1%	-13,2 ; -3,6	0,006
	47	38,8 (23,4)	43,8 (20,2)	8,3 (5,1)	16,2%	0,3%	-11,1 ; 2,0	0,106
	55	41,1 (22,3)	47,1 (18,7)	8,4 (5,4)	16,7%	1,1%	-12,7 ; 2,1	0,084
	72	48,2 (21,5)	52,2 (17,0)	6,2 (4,4)	13,2%	0,6%	-9,9 ; 1,7	0,131
VM (%)	3	39,4 (23,7)	44,7 (26,3)	5,5 (10,6)	34,5%	0,1%	-17,1 ; 0,1	0,084
	37	42,9 (21,7)	50,4 (19,7)	7,7 (8,0)	26,1%	0,5%	-13,5 ; -2,3	0,006
	47	44,9 (21,8)	50,7 (19,2)	7,6 (5,1)	16,0%	0,3%	-11,2 ; 0,2	0,064
	55	46,8 (21,5)	52,8 (17,6)	6,6 (5,3)	12,9%	0,1%	-11,7 ; -0,5	0,020
	72	53,0 (21,6)	57,5 (16,9)	7,3 (4,8)	17,4%	2,7%	-9,9 ; 2,7	0,084
TA (%)	3	12,1 (6,3)	12,4 (6,5)	2,3 (3,3)	9,8%	0,0%	-2,9 ; 2,9	0,193
	37	17,0 (6,6)	24,7 (12,1)	7,7 (7,6)	22,0%	0,1%	-13,4 ; -9,0	0,004
	47	21,2 (9,7)	26,4 (12,8)	11,8 (9,1)	29,2%	2,0%	-14,3 ; 4,8	0,160
	55	22,1 (11,0)	27,8 (13,5)	10,7 (7,9)	27,7%	2,3%	-13,3 ; 4,7	0,131
	72	29,0 (13,7)	37,5 (12,0)	11,2 (10,9)	32,6%	1,3%	-18,3 ; 0,8	0,106
GM (%)	3	47,4 (32,1)	47,2 (29,9)	6,6 (6,5)	22,4%	0,4%	-6,8 ; 7,6	0,846
	37	44,8 (31,7)	51,8 (26,0)	7,4 (9,0)	23,3%	0,0%	-13,4 ; -0,0	0,037
	47	46,7 (29,9)	51,8 (26,1)	6,2 (6,3)	16,6%	0,1%	-10,4 ; 0,1	0,084
	55	45,7 (30,7)	52,2 (25,4)	6,4 (7,4)	19,2%	0,0%	-12,3 ; -0,5	0,002
	72	47,6 (30,0)	53,5 (27,1)	6,1 (7,8)	22,2%	0,1%	-11,4 ; 0,1	0,084
GL (%)	3	44,1 (16,9)	47,6 (24,1)	11,8 (10,1)	34,2%	0,1%	-15,7 ; 7,5	0,557
	37	39,0 (21,3)	47,9 (19,1)	9,7 (4,3)	17,6%	3,9%	-12,9 ; -4,0	0,006
	47	39,8 (21,8)	46,4 (19,7)	6,6 (3,8)	14,0%	1,8%	-9,4 ; -3,3	0,002
	55	38,7 (21,3)	47,6 (19,2)	8,9 (3,9)	16,8%	3,7%	-11,4 ; -6,2	0,002
	72	40,8 (19,9)	48,0 (21,9)	8,1 (7,2)	22,6%	0,2%	-12,4 ; -0,9	0,027
ST (%)	3	73,3 (19,5)	76,8 (18,5)	3,6 (4,0)	12,3%	0,1%	-6,6 ; -0,2	0,014
	37	73,6 (19,5)	79,8 (11,9)	6,2 (8,0)	21,7%	0,2%	-12,1 ; -1,3	0,002
	47	73,6 (19,6)	79,5 (12,1)	5,9 (8,1)	21,5%	0,1%	-11,8 ; -1,1	0,004
	55	73,9 (19,6)	78,8 (13,2)	5,0 (7,0)	21,1%	0,3%	-11,0 ; -0,9	0,002
	72	74,8 (19,5)	77,0 (16,5)	2,5 (3,1)	8,1%	0,1%	-4,4 ; -0,1	0,037
BF (%)	3	84,0 (6,2)	84,7 (5,5)	1,1 (1,3)	4,5%	0,0%	-2,1 ; 0,3	0,193
	37	84,3 (6,4)	85,7 (5,6)	1,4 (1,1)	3,1%	0,1%	-2,3 ; -0,3	0,020
	47	84,4 (6,3)	85,7 (5,9)	1,4 (0,7)	2,5%	0,5%	-2,0 ; -0,6	0,006
	55	84,7 (6,0)	86,0 (5,5)	2,0 (1,3)	3,9%	0,3%	-2,8 ; 0,2	0,084
	72	85,0 (5,9)	85,8 (6,0)	1,0 (0,8)	2,1%	0,1%	-1,6 ; -0,1	0,027

ANNEXE IV
ADDITIONAL TABLES

Table-A IV-1 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee flexion-extension (FE) in 10 healthy subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 1.8±5.1°	S1	0,5	0,4	0,4	0,5	0,3	0,5	0,5
	S2	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1	0,2	0,3
	S3	0,2	0,3	0,2	0,2	0,3	0,2	0,4
	S4	0,0	0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,3
	S5	0,2	0,2	0,3	0,1	0,2	0,3	0,0
	S6	0,0	0,1	0,2	0,0	0,1	0,1	0,4
	S7	0,0	0,2	0,0	0,1	0,2	0,1	0,2
	S8	0,1	0,1	0,1	0,3	0,1	0,3	0,0
	S9	0,0	0,2	0,1	0,3	0,2	0,0	0,1
	S10	0,2	0,2	0,0	0,0	0,2	0,1	0,1
2nd position of comparison 29.4±6.3°	S1	0,6	0,8	0,5	0,1	0,2	0,8	0,4
	S2	0,6	0,4	0,3	0,9	1,2	0,4	1,1
	S3	0,6	0,5	0,3	0,4	0,6	0,1	0,2
	S4	0,2	0,3	0,6	0,3	0,0	0,1	0,2
	S5	0,5	0,4	0,1	0,3	0,3	0,6	0,1
	S6	0,5	0,1	0,5	0,0	0,6	0,4	0,4
	S7	0,3	0,2	0,5	0,3	0,4	0,5	0,1
	S8	0,0	0,4	0,5	0,3	0,4	0,4	0,4
	S9	0,4	0,1	0,1	0,4	0,6	0,1	0,2
	S10	0,4	0,9	0,5	0,3	0,2	0,2	0,1
3rd position of comparison 39.6±9.3°	S1	0,3	0,5	0,1	0,1	0,1	0,8	0,5
	S2	0,1	0,9	0,2	0,0	1,0	0,0	1,0
	S3	0,2	0,3	0,5	0,5	0,2	0,5	0,5
	S4	0,0	0,5	0,4	0,4	0,2	0,2	0,4
	S5	0,3	0,1	0,5	0,4	0,4	0,2	0,5
	S6	0,1	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2	0,3
	S7	0,1	0,1	0,6	0,6	0,7	0,6	0,2
	S8	0,3	0,2	0,3	0,3	0,2	0,2	0,0
	S9	0,1	0,3	0,2	0,0	0,7	0,5	0,1
	S10	0,7	0,2	0,1	0,6	0,5	0,3	0,2
4th position of comparison 51.7±10.6°	S1	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,2	0,5
	S2	0,4	0,2	0,0	0,2	0,0	0,0	0,4
	S3	0,1	0,4	0,5	0,1	0,2	0,2	0,3
	S4	0,0	0,1	0,2	0,3	0,1	0,4	0,0
	S5	0,4	0,2	0,1	0,1	0,2	0,3	0,2
	S6	0,1	0,4	0,2	0,1	0,3	0,3	0,3
	S7	0,3	0,5	0,3	0,2	0,2	0,4	0,1
	S8	0,1	0,2	0,2	0,1	0,2	0,1	0,0
	S9	0,5	0,7	0,7	0,6	0,2	0,2	0,6
	S10	0,5	0,6	0,3	0,4	0,0	0,1	0,6
5th position of comparison 66.0±10.6°	S1	0,1	0,0	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1
	S2	0,2	0,2	0,0	0,2	0,2	0,1	0,4
	S3	0,4	0,1	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1
	S4	0,3	0,3	0,5	0,0	0,1	0,3	0,2
	S5	0,3	0,0	0,1	0,1	0,4	0,1	0,4
	S6	0,0	0,3	0,1	0,4	0,0	0,3	0,0
	S7	0,2	0,1	0,4	0,4	0,0	0,6	0,2
	S8	0,2	0,0	0,1	0,3	0,0	0,1	0,1
	S9	0,5	0,5	0,5	0,0	0,5	0,0	0,2
	S10	0,3	0,5	0,2	0,1	0,3	0,1	0,3

Table-A IV-2 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee abduction-adduction (AA) in 10 healthy subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 1.8±5.1°	S1	7,4	8,1	3,9	1,1	3,0	0,7	2,0
	S2	13,4	12,9	4,4	3,4	2,0	0,5	2,3
	S3	2,6	2,3	3,9	0,5	0,0	0,4	0,5
	S4	5,4	5,7	7,6	0,2	3,1	2,2	0,9
	S5	5,5	5,3	2,8	2,5	3,1	1,5	1,8
	S6	6,4	6,6	0,7	2,7	2,9	1,4	0,3
	S7	1,8	1,8	0,8	0,5	0,3	2,0	0,3
	S8	5,7	6,6	1,2	1,9	1,7	3,6	0,2
	S9	7,0	6,1	3,0	0,3	1,5	4,4	0,1
	S10	3,6	3,7	0,4	0,8	2,3	2,0	1,2
2nd position of comparison 29.4±6.3°	S1	8,9	10,4	6,2	0,9	4,9	3,0	4,4
	S2	11,9	10,9	3,1	7,3	1,4	0,1	2,8
	S3	1,9	1,0	4,0	7,4	0,5	0,5	0,7
	S4	9,0	10,5	9,8	5,0	4,4	4,9	1,7
	S5	2,4	2,4	2,7	6,4	2,1	1,5	2,6
	S6	13,6	10,6	1,6	7,7	2,8	1,1	3,9
	S7	1,8	2,0	0,9	1,4	0,3	1,8	1,0
	S8	5,6	3,8	1,7	5,0	2,2	3,8	1,1
	S9	7,0	5,5	1,4	1,8	0,8	2,5	3,3
	S10	8,9	10,1	0,8	3,9	1,9	2,1	1,4
3rd position of comparison 39.6±9.3°	S1	8,1	12,3	7,0	2,3	6,7	4,3	5,6
	S2	12,7	11,5	4,1	8,8	0,3	1,1	1,9
	S3	5,3	0,4	3,8	10,4	0,4	1,0	0,9
	S4	6,1	7,6	6,9	7,9	1,5	2,0	1,2
	S5	5,1	5,0	1,3	7,5	2,0	1,2	2,1
	S6	18,6	13,5	3,7	11,1	3,9	0,1	2,3
	S7	1,9	2,3	1,7	1,3	1,0	0,9	0,4
	S8	5,2	1,1	3,6	7,9	2,9	4,9	2,5
	S9	6,8	5,3	1,2	1,9	1,2	2,3	3,5
	S10	10,8	13,0	0,6	6,6	2,4	2,2	1,6
4th position of comparison 51.7±10.6°	S1	4,5	11,1	6,2	6,1	5,8	4,0	4,6
	S2	7,3	5,0	0,0	8,1	5,1	1,3	6,5
	S3	8,0	0,4	1,8	12,5	0,3	1,8	0,4
	S4	8,2	10,3	8,1	6,8	4,5	4,0	0,5
	S5	8,5	8,9	0,3	9,3	0,9	1,3	1,4
	S6	18,5	12,9	3,0	10,8	5,3	1,1	2,4
	S7	1,2	1,9	1,2	2,3	1,7	1,0	0,5
	S8	6,0	0,8	3,4	11,3	1,5	3,0	1,9
	S9	6,9	5,3	1,4	2,3	1,3	2,5	3,4
	S10	12,3	14,4	0,0	8,1	3,0	2,5	1,4
5th position of comparison 66.0±10.6°	S1	2,0	5,5	4,5	11,5	0,4	3,1	2,4
	S2	8,8	6,6	1,6	12,4	2,6	1,2	3,9
	S3	11,6	4,3	0,6	15,1	2,8	0,8	1,9
	S4	9,7	11,7	7,2	7,7	5,7	4,2	0,3
	S5	10,4	10,7	0,1	9,9	0,6	1,4	0,2
	S6	19,8	14,4	1,9	11,7	6,6	2,4	2,9
	S7	1,1	1,8	1,2	2,5	2,1	0,7	0,4
	S8	3,9	1,0	5,2	11,9	1,8	4,1	3,5
	S9	7,9	6,2	0,9	4,6	1,6	1,6	3,9
	S10	13,5	15,3	1,0	9,2	3,8	3,0	0,8

Table-A IV-3 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee internal-external rotation (IER) in 10 healthy subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 1.8±5.1°	S1	0,4	0,5	2,6	3,0	0,4	2,6	3,9
	S2	0,1	0,3	9,6	3,7	2,1	1,0	3,7
	S3	0,4	0,4	1,3	1,6	1,5	2,0	2,9
	S4	12,9	13,0	13,2	2,5	9,8	8,9	7,3
	S5	2,8	2,3	3,6	0,4	0,8	1,6	0,1
	S6	4,3	2,9	1,0	7,5	6,9	8,4	3,4
	S7	3,5	2,9	3,5	2,7	2,0	2,6	2,6
	S8	2,9	1,7	5,7	1,4	1,4	4,5	2,0
	S9	1,0	2,4	1,7	3,1	10,6	11,5	11,3
	S10	0,1	0,1	2,4	1,7	0,3	2,7	2,7
2nd position of comparison 29.4±6.3°	S1	2,5	4,2	0,7	0,4	4,7	2,4	1,8
	S2	4,9	5,9	0,1	4,3	6,0	6,8	4,7
	S3	11,2	7,8	7,2	8,2	6,3	6,6	3,9
	S4	20,6	18,4	20,0	13,1	10,0	9,9	9,4
	S5	7,1	6,6	3,7	1,6	0,8	2,7	3,8
	S6	4,8	3,9	0,9	9,4	8,0	9,9	3,8
	S7	3,3	2,3	3,6	2,6	1,3	2,7	1,0
	S8	6,0	5,7	0,1	2,6	1,7	1,3	1,1
	S9	6,6	5,5	5,2	9,9	15,9	18,0	13,5
	S10	14,7	12,2	18,4	10,9	10,3	13,6	11,4
3rd position of comparison 39.6±9.3°	S1	1,4	4,7	0,9	2,3	7,3	4,5	4,5
	S2	7,9	8,8	3,2	7,0	8,8	9,8	7,7
	S3	10,2	8,0	8,3	6,2	5,7	6,9	4,0
	S4	21,9	19,7	21,1	14,5	11,4	11,3	10,7
	S5	8,8	8,7	5,0	3,2	2,8	4,9	0,7
	S6	2,9	2,7	6,6	4,1	4,4	9,2	2,0
	S7	1,5	0,3	1,5	0,4	1,1	0,2	1,8
	S8	7,3	7,1	5,2	3,6	2,6	1,3	2,0
	S9	5,2	3,9	3,6	8,5	14,1	16,6	11,9
	S10	22,0	18,9	25,6	14,1	13,6	16,9	14,0
4th position of comparison 51.7±10.6°	S1	3,3	0,5	3,1	0,2	4,9	1,9	2,5
	S2	1,2	1,8	2,5	1,5	1,3	0,3	1,5
	S3	10,1	8,0	6,6	4,1	5,3	7,3	3,5
	S4	25,0	23,0	24,3	12,4	9,6	10,6	8,5
	S5	6,6	6,1	2,2	1,3	1,6	3,9	1,2
	S6	2,2	1,6	5,3	5,4	5,8	11,6	4,3
	S7	6,3	5,0	6,7	4,1	2,9	4,8	1,9
	S8	5,2	5,4	5,4	0,5	0,8	1,9	0,3
	S9	6,4	4,4	4,5	9,7	15,2	17,7	12,4
	S10	21,6	18,2	24,9	10,5	10,8	14,3	11,1
5th position of comparison 66.0±10.6°	S1	7,1	3,0	6,4	0,4	2,2	0,3	0,4
	S2	2,7	0,3	3,6	3,8	0,5	2,7	2,0
	S3	7,2	5,9	5,2	0,8	3,0	5,2	2,3
	S4	28,5	26,9	27,8	13,6	9,3	11,6	7,9
	S5	3,3	3,7	1,4	0,0	1,0	0,6	5,8
	S6	6,8	6,8	10,2	2,7	3,7	9,4	1,0
	S7	4,0	3,0	4,9	1,9	0,6	2,4	0,7
	S8	4,8	5,4	5,9	1,2	0,1	2,6	1,4
	S9	3,6	0,6	2,1	6,2	13,0	15,1	7,5
	S10	25,9	22,4	27,9	10,6	12,2	16,1	12,7

Table-A IV-4 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee medio-lateral displacement (MLD) in 10 healthy subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 1.8±5.1°	S1	0,1	0,0	2,4	0,0	0,0	1,9	5,7
	S2	0,0	0,0	11,4	0,2	0,0	0,4	1,0
	S3	0,8	0,0	1,4	1,3	0,0	0,8	2,8
	S4	0,4	0,4	0,6	0,0	0,5	1,1	3,0
	S5	0,8	0,7	1,1	1,0	0,8	1,2	4,2
	S6	0,5	0,3	8,6	5,3	0,8	0,6	5,5
	S7	1,2	1,1	0,0	2,2	1,0	0,5	1,3
	S8	1,1	1,0	10,7	1,0	1,2	7,0	3,6
	S9	0,0	0,0	2,0	2,9	0,0	2,1	1,8
	S10	0,0	0,0	1,8	2,5	0,0	2,6	5,0
2nd position of comparison 29.4±6.3°	S1	0,5	1,4	1,3	0,8	1,4	0,6	2,9
	S2	2,0	0,4	7,8	2,9	0,4	0,2	3,5
	S3	0,2	0,8	0,5	1,2	0,8	1,9	4,5
	S4	1,2	0,7	2,8	0,5	0,7	3,1	2,9
	S5	5,5	1,5	9,8	4,2	1,5	0,3	14,8
	S6	5,1	1,7	11,6	8,8	1,7	1,1	2,9
	S7	2,6	1,6	0,2	0,3	1,6	0,4	4,8
	S8	1,7	2,1	9,4	2,1	2,1	7,1	4,6
	S9	3,4	2,3	2,6	1,0	2,3	0,4	0,9
	S10	2,7	1,2	3,2	1,1	1,2	1,6	0,3
3rd position of comparison 39.6±9.3°	S1	0,3	1,1	2,1	0,2	1,1	1,8	2,8
	S2	2,5	0,6	7,9	3,8	0,6	0,6	3,6
	S3	3,6	1,3	1,1	2,8	1,3	0,4	7,4
	S4	0,2	0,7	1,4	0,8	0,7	1,8	4,3
	S5	3,9	2,0	6,8	2,3	2,0	4,7	8,4
	S6	8,5	4,4	13,8	11,7	4,4	0,2	0,6
	S7	1,4	0,4	1,5	1,7	0,4	1,8	4,3
	S8	0,5	1,7	3,7	1,6	1,7	3,9	4,1
	S9	3,8	2,8	3,0	1,5	2,8	0,1	1,4
	S10	4,5	0,4	4,1	0,2	0,4	2,0	0,2
4th position of comparison 51.7±10.6°	S1	2,3	2,7	0,6	1,0	2,7	0,6	0,6
	S2	7,9	2,9	10,4	8,7	2,9	9,2	5,8
	S3	2,4	1,2	7,9	1,9	1,2	1,3	8,7
	S4	1,0	1,1	1,6	1,9	1,1	2,3	4,0
	S5	5,5	0,8	7,8	3,4	0,8	3,9	8,0
	S6	7,7	4,1	13,3	10,9	4,1	1,3	0,3
	S7	3,0	1,4	0,9	0,3	1,4	1,4	4,6
	S8	1,4	1,5	1,2	1,5	1,5	7,7	4,3
	S9	3,8	2,9	2,6	1,7	2,9	0,1	1,3
	S10	2,0	3,2	1,1	1,9	3,2	0,6	2,3
5th position of comparison 66.0±10.6°	S1	1,5	3,9	0,3	0,9	3,9	0,6	1,3
	S2	7,3	1,7	9,1	7,0	1,7	0,0	6,0
	S3	0,4	1,0	8,2	0,4	1,1	0,6	9,5
	S4	0,7	0,8	3,8	1,0	0,8	5,3	1,5
	S5	5,7	0,8	7,3	3,2	0,8	3,2	10,1
	S6	6,2	4,7	12,6	9,1	4,7	2,7	2,3
	S7	2,5	0,4	2,1	1,3	0,4	2,7	3,3
	S8	1,3	0,9	0,1	1,1	0,9	7,8	4,6
	S9	3,9	4,1	2,5	1,7	4,1	1,7	3,0
	S10	2,0	3,4	0,4	2,1	3,4	0,5	1,6

Table-A IV-5 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee antero-posterior displacement (APD) in 10 healthy subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 1.8±5.1°	S1	0,4	0,0	1,4	7,8	0,0	1,2	1,0
	S2	1,1	1,1	1,3	2,7	1,6	0,7	1,2
	S3	0,5	0,0	0,4	2,1	0,0	0,4	0,0
	S4	0,0	0,0	0,9	1,1	0,0	1,1	0,7
	S5	0,0	0,0	1,5	3,1	0,0	1,5	7,2
	S6	0,7	0,6	2,6	11,6	0,8	5,7	5,2
	S7	1,5	1,4	0,3	1,8	1,3	0,1	1,5
	S8	0,7	0,6	2,1	4,4	0,7	1,1	0,9
	S9	0,0	0,0	0,4	3,7	0,0	1,9	4,1
	S10	0,0	0,0	1,1	8,7	0,0	1,3	3,3
2nd position of comparison 29.4±6.3°	S1	0,5	1,7	0,0	7,7	1,7	0,2	0,1
	S2	4,9	4,3	1,8	4,4	4,3	3,2	0,4
	S3	9,4	1,7	3,2	5,6	1,7	3,0	0,8
	S4	0,8	3,4	0,7	4,1	3,4	1,4	0,5
	S5	4,3	0,7	4,3	3,9	0,7	2,0	4,0
	S6	5,6	0,9	4,9	16,5	0,9	6,4	2,4
	S7	3,2	2,4	0,9	0,7	2,4	0,9	1,6
	S8	0,4	1,0	1,7	7,8	1,0	1,2	0,6
	S9	8,8	1,3	0,1	11,6	1,3	1,3	0,6
	S10	0,1	4,5	1,5	10,3	4,5	2,8	1,0
3rd position of comparison 39.6±9.3°	S1	3,1	0,9	2,1	9,6	0,9	1,7	1,9
	S2	5,0	4,5	1,8	5,0	4,5	3,1	0,2
	S3	15,0	3,8	6,6	8,0	3,8	6,2	1,6
	S4	1,1	1,5	1,0	6,0	1,5	0,5	1,3
	S5	4,4	2,6	5,0	2,3	2,6	1,4	4,7
	S6	6,8	0,4	6,9	15,3	0,4	7,5	2,2
	S7	2,3	2,0	0,2	1,8	2,0	0,2	2,6
	S8	2,4	1,3	3,7	11,9	1,3	4,0	3,1
	S9	8,4	2,2	0,9	10,7	2,2	0,6	0,2
	S10	3,4	4,1	0,3	11,5	4,1	1,7	1,0
4th position of comparison 51.7±10.6°	S1	1,7	4,3	0,2	7,0	4,3	0,2	0,0
	S2	5,3	5,3	0,8	5,7	5,3	1,3	1,8
	S3	17,1	2,4	9,3	5,4	2,4	7,0	4,2
	S4	5,5	0,1	4,2	8,4	0,1	3,1	4,2
	S5	7,5	1,2	8,9	2,2	1,2	4,7	9,1
	S6	5,4	2,0	6,0	13,3	2,0	6,5	1,8
	S7	1,5	0,5	3,5	5,0	0,5	3,5	6,1
	S8	2,2	2,3	5,8	12,6	2,3	7,5	5,2
	S9	10,2	1,3	0,3	12,4	1,3	1,7	0,6
	S10	5,7	2,9	2,5	11,6	2,9	0,4	0,6
5th position of comparison 66.0±10.6°	S1	1,1	5,6	1,4	4,5	5,6	0,9	2,1
	S2	4,7	2,8	3,1	6,3	2,8	1,7	2,9
	S3	20,1	1,9	12,8	5,0	1,9	8,9	8,8
	S4	5,6	1,4	4,6	7,2	1,4	3,1	3,7
	S5	9,3	0,4	11,0	2,6	0,1	7,8	13,4
	S6	5,7	2,9	8,6	11,0	2,9	5,9	0,1
	S7	0,5	1,3	2,3	3,0	1,3	2,4	4,8
	S8	0,5	0,6	5,9	11,6	0,6	8,3	5,8
	S9	12,4	2,9	1,3	9,2	2,9	2,4	1,2
	S10	5,9	3,7	3,2	8,8	3,7	1,1	0,5

Table-A IV-6 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee proximo-distal displacement (PDD) in 10 healthy subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 1.8±5.1°	S1	0,6	0,0	0,6	5,8	0,0	0,5	0,2
	S2	1,0	1,0	1,3	4,9	1,5	1,4	1,6
	S3	0,6	0,0	0,0	2,1	0,0	0,1	0,1
	S4	2,1	2,1	2,5	1,7	2,2	2,3	2,1
	S5	0,1	0,1	0,4	5,5	0,1	0,2	0,2
	S6	2,2	1,9	2,3	3,8	2,7	3,3	2,0
	S7	1,7	1,5	1,8	1,0	1,4	1,5	1,2
	S8	1,0	0,9	1,4	7,6	1,1	1,2	0,8
	S9	0,0	0,1	0,1	0,6	0,0	0,4	0,1
	S10	0,0	0,0	0,2	0,6	0,0	0,1	0,1
2nd position of comparison 29.4±6.3°	S1	1,2	0,7	1,7	7,6	0,7	1,5	0,7
	S2	4,4	3,7	4,5	6,8	3,7	4,6	3,8
	S3	3,1	1,6	2,7	10,9	1,6	2,7	1,9
	S4	0,1	1,8	3,2	11,0	1,8	2,8	2,0
	S5	3,0	1,3	3,0	9,3	1,3	2,8	1,8
	S6	0,4	3,3	4,4	12,0	3,3	4,4	3,9
	S7	2,1	2,7	3,6	3,1	2,7	3,5	2,3
	S8	0,8	2,2	3,0	10,7	2,2	2,7	2,0
	S9	0,2	2,3	3,2	7,1	2,3	3,7	2,4
	S10	5,6	4,7	6,0	4,8	4,7	5,6	4,3
3rd position of comparison 39.6±9.3°	S1	3,5	0,9	2,7	10,9	0,9	2,5	0,9
	S2	4,6	3,8	4,7	7,4	3,8	4,8	3,9
	S3	7,3	1,6	3,5	15,6	1,6	3,4	2,0
	S4	1,7	3,4	4,8	9,4	3,4	4,4	3,6
	S5	4,6	2,7	5,0	9,2	2,7	4,7	2,8
	S6	5,1	2,6	4,5	22,1	2,6	4,8	3,3
	S7	1,3	2,4	3,6	4,7	2,4	3,5	2,0
	S8	2,5	2,5	4,0	14,0	2,5	3,8	2,3
	S9	0,2	2,5	3,5	7,5	2,5	4,0	2,7
	S10	4,3	5,1	7,1	11,0	5,1	6,7	4,6
4th position of comparison 51.7±10.6°	S1	3,7	3,5	6,0	11,5	3,5	5,8	3,3
	S2	6,2	6,5	8,5	10,8	6,5	8,3	6,6
	S3	12,4	0,4	3,1	20,1	0,4	3,1	0,2
	S4	0,1	3,3	5,5	14,0	3,3	4,8	3,3
	S5	5,0	2,3	5,2	9,8	2,3	5,1	2,2
	S6	5,0	3,2	5,3	23,0	3,2	5,7	3,6
	S7	0,4	0,5	2,3	8,9	0,5	2,2	0,1
	S8	4,1	0,9	3,0	17,4	0,9	2,7	0,5
	S9	1,1	1,4	2,6	9,5	1,4	3,1	1,6
	S10	4,1	5,4	8,1	14,6	5,4	7,5	5,0
5th position of comparison 66.0±10.6°	S1	8,3	0,2	3,7	17,2	0,2	3,5	0,3
	S2	2,6	2,5	5,1	17,5	2,5	5,1	2,7
	S3	15,2	0,2	3,7	21,8	0,2	3,6	0,7
	S4	3,4	0,3	3,3	19,2	0,3	2,7	0,2
	S5	5,4	1,9	4,9	9,8	1,7	4,7	1,3
	S6	7,7	1,7	4,7	28,0	1,7	5,4	1,7
	S7	0,0	0,7	2,8	9,7	0,7	2,7	0,2
	S8	1,8	2,2	5,0	17,5	2,2	4,7	1,6
	S9	4,0	1,6	4,1	16,6	1,6	4,6	1,7
	S10	5,7	6,7	10,1	16,0	6,7	9,5	6,2

Table-A IV-7 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee flexion-extension (FE) in 10 OA subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 5.9±5.4°	OA1	0,1	0,2	0,1	0,3	0,1	0,1	0,1
	OA2	0,3	0,2	0,1	0,3	0,0	0,1	0,2
	OA3	0,1	0,0	0,0	0,2	0,1	0,1	0,2
	OA4	0,2	0,0	0,1	0,2	0,1	0,4	0,0
	OA5	0,0	0,0	0,1	0,2	0,2	0,0	0,2
	OA6	0,0	0,1	0,2	0,0	0,1	0,1	0,2
	OA7	0,3	0,0	0,2	0,1	0,3	0,1	0,2
	OA8	0,2	0,1	0,1	0,1	0,2	0,0	0,2
	OA9	0,0	0,0	0,2	0,0	0,2	0,1	0,0
	OA10	0,1	0,1	0,0	0,4	0,0	0,0	0,1
2nd position of comparison 27.8±9.1°	OA1	0,0	0,2	0,2	0,2	0,4	0,4	0,5
	OA2	0,1	0,5	0,2	0,3	0,0	0,5	0,4
	OA3	0,6	0,5	0,5	0,2	0,6	0,5	0,3
	OA4	0,5	1,0	0,8	0,9	0,6	0,0	0,6
	OA5	0,0	0,0	0,1	0,1	0,0	0,2	0,1
	OA6	0,1	0,2	0,0	0,4	0,6	0,3	0,2
	OA7	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0
	OA8	0,2	0,2	0,1	0,0	0,2	0,8	0,4
	OA9	0,0	0,3	0,5	0,5	0,1	0,1	0,3
	OA10	0,2	0,3	0,6	0,0	0,6	0,2	0,2
3rd position of comparison 38.2±9.0°	OA1	0,3	0,2	0,5	0,3	0,3	0,6	0,7
	OA2	0,2	0,0	0,1	0,3	0,5	0,1	0,1
	OA3	0,6	0,4	0,5	0,1	0,6	0,5	0,3
	OA4	0,5	0,3	0,3	0,1	0,0	0,7	0,5
	OA5	0,2	0,4	0,2	0,5	0,4	0,2	0,5
	OA6	0,0	0,5	0,1	0,0	0,7	0,0	0,1
	OA7	0,0	0,2	0,1	0,1	0,5	0,3	0,3
	OA8	0,5	0,3	0,4	0,2	0,4	0,4	0,7
	OA9	0,6	0,5	0,0	0,6	0,2	0,5	0,4
	OA10	0,7	0,6	0,1	0,1	0,3	0,6	0,2
4th position of comparison 47.8±8.8°	OA1	0,0	0,4	0,0	0,1	0,3	0,3	0,6
	OA2	0,2	0,4	0,1	0,2	0,0	0,2	0,1
	OA3	0,0	0,1	0,3	0,6	0,1	0,2	0,1
	OA4	0,4	0,5	0,4	0,4	0,2	0,7	0,5
	OA5	0,4	0,5	0,1	0,3	0,4	0,1	0,5
	OA6	0,0	0,1	0,4	0,2	0,1	0,2	0,1
	OA7	0,1	0,1	0,0	0,1	1,4	0,0	1,1
	OA8	0,6	0,6	0,3	0,3	0,4	0,3	0,3
	OA9	0,4	0,3	0,4	0,1	0,1	0,1	0,2
	OA10	0,4	0,2	0,3	0,2	0,3	0,4	0,3
5th position of comparison 62.0±9.7°	OA1	0,3	0,3	0,3	0,2	0,1	0,1	0,3
	OA2	0,1	0,0	0,1	0,2	0,1	0,2	0,1
	OA3	0,1	0,0	0,1	0,0	0,0	0,1	0,0
	OA4	0,2	0,5	0,4	0,4	0,2	0,0	0,1
	OA5	0,2	0,3	0,0	0,6	0,2	0,3	0,1
	OA6	0,0	0,3	0,3	0,2	0,2	0,2	0,1
	OA7	0,1	0,2	0,2	0,3	0,3	0,2	0,1
	OA8	0,1	0,1	0,0	0,2	0,1	0,2	0,1
	OA9	0,1	0,2	0,1	0,1	0,1	0,3	0,1
	OA10	0,0	0,1	0,2	0,2	0,0	0,2	0,2

Table-A IV-8 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee abduction-adduction (AA) in 10 OA subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 5.9±5.4°	OA1	7,4	8,1	4,1	1,0	3,0	6,4	0,5
	OA2	3,8	3,2	8,0	1,4	8,7	9,3	8,1
	OA3	1,1	1,6	4,7	0,9	2,3	7,8	1,1
	OA4	2,1	2,2	6,2	0,1	0,3	5,2	1,4
	OA5	3,5	3,6	0,9	2,3	3,4	5,6	2,0
	OA6	6,0	7,3	8,3	2,3	0,4	6,1	0,6
	OA7	3,3	3,3	11,0	2,2	6,9	7,8	0,1
	OA8	1,2	1,6	4,8	2,3	3,7	3,0	3,1
	OA9	0,7	1,0	4,4	0,6	0,1	3,6	0,9
	OA10	11,6	11,7	0,5	1,5	1,8	3,6	0,3
2nd position of comparison 27.8±9.1°	OA1	7,2	5,6	3,0	4,3	4,6	4,8	1,0
	OA2	7,7	8,2	10,1	2,6	9,2	9,3	9,2
	OA3	2,7	3,3	6,2	1,2	4,3	9,0	2,6
	OA4	2,8	3,6	5,4	0,4	7,8	7,1	2,7
	OA5	4,4	3,8	1,2	1,6	3,8	5,9	2,0
	OA6	9,4	12,9	10,4	2,7	2,0	7,0	0,2
	OA7	2,8	2,3	11,5	2,6	5,9	8,6	1,7
	OA8	0,7	1,7	2,9	5,0	3,7	3,9	3,4
	OA9	4,0	2,9	2,9	5,2	2,0	3,2	0,1
	OA10	16,2	16,0	1,7	0,2	4,0	3,8	1,0
3rd position of comparison 38.2±9.0°	OA1	7,0	3,6	0,7	8,5	7,5	1,4	3,3
	OA2	6,7	7,1	8,3	0,6	7,4	7,3	7,4
	OA3	1,5	2,1	5,0	0,0	3,0	7,8	1,4
	OA4	5,6	6,7	2,7	3,0	7,6	5,0	0,1
	OA5	5,1	2,4	4,9	0,6	7,3	9,7	4,4
	OA6	11,1	14,9	11,6	1,5	3,4	8,1	1,6
	OA7	0,8	0,2	12,9	1,1	3,9	10,5	4,2
	OA8	0,4	2,0	1,8	9,6	3,7	3,0	4,0
	OA9	4,2	3,0	3,1	5,0	1,9	3,5	0,1
	OA10	15,4	15,2	0,9	1,1	4,8	4,6	1,8
4th position of comparison 47.8±8.8°	OA1	4,6	1,0	3,5	6,4	5,2	3,5	1,1
	OA2	7,8	8,8	7,3	2,0	6,7	5,6	6,2
	OA3	2,8	3,4	6,1	0,9	4,5	8,8	2,6
	OA4	5,3	6,2	2,9	3,1	8,1	5,4	0,1
	OA5	4,2	1,4	5,7	1,5	8,1	10,6	5,3
	OA6	13,9	18,5	12,8	0,3	6,0	9,0	4,1
	OA7	1,3	0,4	12,9	1,8	3,6	10,9	4,6
	OA8	0,9	3,3	4,4	9,9	7,4	2,9	9,3
	OA9	2,8	1,1	5,3	4,1	1,0	6,4	3,1
	OA10	17,8	17,1	0,1	0,1	6,7	5,4	3,0
5th position of comparison 62.0±9.7°	OA1	0,7	3,0	5,5	5,9	4,0	4,2	0,6
	OA2	9,6	9,3	7,5	4,7	5,7	5,6	6,2
	OA3	2,3	3,7	5,5	1,6	5,9	7,1	1,8
	OA4	6,6	8,6	2,1	5,0	6,7	4,8	1,3
	OA5	3,2	0,2	7,1	2,1	10,0	11,8	7,3
	OA6	12,4	16,9	11,5	1,8	4,5	7,6	2,4
	OA7	1,1	0,1	13,3	1,8	3,8	11,0	4,5
	OA8	4,0	2,7	4,0	14,8	2,2	2,3	7,6
	OA9	10,0	4,0	0,7	11,4	1,7	2,9	0,1
	OA10	19,7	19,1	1,5	1,1	8,0	6,2	4,6

Table-A IV-9 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee internal-external rotation (IER) in 10 OA subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 5.9±5.4°	OA1	0,7	1,3	8,9	8,0	4,3	3,1	6,7
	OA2	0,5	0,8	3,9	1,2	9,0	11,4	5,7
	OA3	0,2	0,8	1,1	0,1	2,2	2,3	2,6
	OA4	1,4	0,8	0,0	0,7	0,8	3,0	0,5
	OA5	1,2	0,6	0,4	2,1	2,8	2,5	2,9
	OA6	0,6	0,6	0,7	0,2	3,6	5,0	3,8
	OA7	3,1	2,6	1,1	4,7	6,6	1,8	8,9
	OA8	0,3	0,8	5,4	1,6	4,2	1,5	3,0
	OA9	0,0	3,3	0,4	1,0	0,1	1,4	0,7
	OA10	1,0	0,4	5,9	1,7	1,0	0,6	1,9
2nd position of comparison 27.8±9.1°	OA1	3,5	4,5	10,2	6,2	0,5	6,8	2,8
	OA2	3,3	3,6	3,5	5,4	11,9	13,6	9,2
	OA3	1,5	0,5	1,5	1,2	2,8	2,1	3,1
	OA4	9,2	3,6	1,5	12,4	8,4	9,9	9,8
	OA5	4,9	3,9	2,0	6,7	4,6	3,7	5,1
	OA6	7,8	6,9	8,1	4,0	1,5	2,9	1,8
	OA7	7,2	5,8	0,4	7,6	11,0	0,3	12,3
	OA8	0,7	0,9	4,7	2,3	4,8	2,6	4,5
	OA9	6,6	8,5	4,1	7,2	3,8	2,5	3,2
	OA10	2,1	2,4	8,5	7,1	4,7	6,6	5,7
3rd position of comparison 38.2±9.0°	OA1	0,7	0,5	2,2	8,6	2,5	4,2	4,0
	OA2	0,3	0,8	0,1	2,1	9,5	11,1	6,5
	OA3	0,6	1,6	0,6	0,9	4,7	4,1	5,2
	OA4	10,9	4,6	3,1	15,2	11,7	14,5	13,2
	OA5	3,9	2,5	0,0	8,8	5,6	5,8	3,9
	OA6	6,4	5,3	6,8	2,1	3,8	5,4	4,3
	OA7	9,8	8,8	1,7	9,9	12,6	0,6	12,9
	OA8	3,4	1,8	5,6	1,4	5,8	3,9	6,8
	OA9	3,2	4,9	0,9	4,1	0,6	0,7	0,2
	OA10	4,0	4,3	9,9	5,1	2,8	4,4	3,7
4th position of comparison 47.8±8.8°	OA1	5,7	5,7	6,1	3,7	2,8	9,3	1,2
	OA2	5,6	4,9	7,0	1,4	6,7	7,8	4,2
	OA3	2,4	1,1	2,3	1,9	2,2	1,3	2,8
	OA4	12,9	6,5	5,1	17,8	15,5	18,2	16,1
	OA5	3,3	1,8	0,7	8,2	4,8	5,1	3,2
	OA6	6,5	5,0	6,7	0,7	7,4	8,4	7,6
	OA7	9,3	9,6	2,0	10,4	12,4	0,7	12,3
	OA8	8,0	5,9	8,0	0,2	5,0	3,2	7,7
	OA9	5,0	5,3	1,3	5,7	1,3	1,1	0,8
	OA10	6,9	6,7	12,3	6,0	4,4	6,7	4,8
5th position of comparison 62.0±9.7°	OA1	4,0	4,3	2,6	3,5	3,4	8,4	2,0
	OA2	10,5	11,9	14,2	2,8	2,8	3,3	0,5
	OA3	5,4	2,5	5,1	3,8	1,6	0,8	2,8
	OA4	16,2	11,5	10,6	21,8	20,3	23,4	20,6
	OA5	2,2	0,6	1,2	7,9	4,7	5,6	2,9
	OA6	5,9	4,4	6,0	0,8	7,5	8,7	7,7
	OA7	9,2	9,3	2,3	9,8	12,4	0,7	12,3
	OA8	9,0	5,5	6,3	1,3	4,0	4,4	9,0
	OA9	5,6	2,6	1,4	6,2	1,1	0,7	1,1
	OA10	12,6	11,6	17,0	6,1	2,6	4,1	2,6

Table-A IV-10 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee medio-lateral displacement (MLD) in 10 OA subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 5.9±5.4°	OA1	1,1	0,9	10,3	5,2	1,8	9,9	6,2
	OA2	0,0	0,0	5,7	1,2	0,1	7,6	8,5
	OA3	0,5	0,0	0,3	1,4	0,0	0,7	1,2
	OA4	0,6	0,5	5,0	3,7	0,0	4,3	4,3
	OA5	1,3	0,9	5,6	1,7	2,5	4,4	1,3
	OA6	0,7	0,0	0,1	0,7	0,0	2,8	2,4
	OA7	0,1	0,1	0,6	1,1	0,1	0,5	1,8
	OA8	0,2	0,3	2,2	3,5	0,6	0,9	1,1
	OA9	0,3	0,0	4,6	6,8	0,0	0,9	2,5
	OA10	0,6	0,0	7,1	1,0	0,0	0,3	3,0
2nd position of comparison 27.8±9.1°	OA1	4,7	5,8	13,9	0,1	5,8	15,9	0,4
	OA2	1,8	0,7	0,7	4,1	0,7	8,2	6,6
	OA3	2,7	1,6	0,6	0,5	1,6	1,3	1,6
	OA4	5,2	3,2	10,8	0,3	3,2	1,3	0,4
	OA5	3,6	4,1	7,3	4,5	4,1	5,2	2,1
	OA6	4,0	4,0	1,5	4,1	4,0	9,9	6,4
	OA7	0,9	0,1	1,2	1,3	0,1	1,3	1,8
	OA8	2,3	0,7	1,6	8,2	0,7	8,8	2,8
	OA9	0,8	1,2	6,6	5,2	1,2	1,1	2,2
	OA10	4,6	0,6	10,5	2,4	0,6	1,8	1,2
3rd position of comparison 38.2±9.0°	OA1	10,3	10,7	14,3	6,2	10,7	19,7	6,6
	OA2	3,2	2,0	1,3	5,4	2,0	9,5	5,0
	OA3	4,2	3,1	2,1	2,1	3,1	2,8	3,2
	OA4	1,8	1,1	7,1	1,0	1,1	4,0	3,9
	OA5	5,0	6,3	12,6	6,1	6,3	6,2	10,7
	OA6	2,5	2,9	0,2	2,7	2,9	9,4	5,1
	OA7	1,2	1,8	0,0	0,1	1,8	0,2	0,1
	OA8	3,0	0,2	2,1	9,4	0,2	8,7	6,0
	OA9	2,3	2,1	7,7	4,1	2,1	1,9	3,5
	OA10	5,0	1,0	11,1	2,5	1,0	1,2	0,9
4th position of comparison 47.8±8.8°	OA1	5,6	5,8	6,6	1,1	5,8	15,0	1,8
	OA2	4,1	2,7	0,3	6,5	2,7	9,9	2,4
	OA3	1,7	0,7	0,4	0,5	0,7	0,4	0,9
	OA4	5,9	1,0	9,3	2,4	1,0	2,0	1,5
	OA5	3,3	4,6	11,0	4,4	4,6	4,6	9,0
	OA6	7,0	6,7	3,1	7,4	6,7	14,2	7,1
	OA7	3,4	3,1	0,8	2,9	3,1	0,4	1,4
	OA8	3,9	0,6	1,4	9,2	0,6	9,3	10,6
	OA9	2,2	1,4	8,0	4,3	1,4	0,4	2,8
	OA10	7,5	0,7	10,2	4,5	0,7	2,1	0,5
5th position of comparison 62.0±9.7°	OA1	8,2	7,6	6,4	3,6	7,6	17,1	3,8
	OA2	9,2	6,4	4,3	9,9	6,4	12,8	3,1
	OA3	2,9	2,1	0,0	0,5	2,1	0,3	2,8
	OA4	9,2	2,5	11,3	3,7	2,5	0,2	0,4
	OA5	3,6	4,7	11,1	4,6	4,7	4,0	8,1
	OA6	4,7	4,4	0,8	4,6	4,4	11,7	5,0
	OA7	3,5	3,0	0,3	2,9	3,0	0,3	1,4
	OA8	2,8	0,8	1,9	6,6	0,8	7,8	12,9
	OA9	2,0	1,3	9,5	4,9	1,3	0,2	2,6
	OA10	8,8	0,9	10,1	5,0	0,9	1,5	0,4

Table-A IV-11 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee antero-posterior displacement (APD) in 10 OA subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 5.9±5.4°	OA1	1,1	0,9	0,8	8,7	1,7	2,0	1,9
	OA2	0,0	0,0	1,3	1,7	0,1	2,9	0,6
	OA3	0,0	0,0	1,3	2,2	0,0	1,1	2,6
	OA4	0,7	0,5	0,7	2,9	0,0	0,1	0,6
	OA5	0,2	0,2	0,5	0,8	0,4	0,5	1,9
	OA6	0,1	0,0	0,5	0,3	0,0	0,4	2,4
	OA7	1,4	1,3	0,2	5,4	0,8	0,1	2,4
	OA8	0,8	1,5	1,6	4,7	2,6	0,0	0,4
	OA9	0,1	0,2	3,7	1,9	0,3	0,0	3,1
	OA10	0,3	0,0	3,1	0,8	0,0	1,1	6,3
2nd position of comparison 27.8±9.1°	OA1	2,6	3,8	1,1	3,5	3,8	1,2	3,0
	OA2	1,4	0,8	0,7	6,5	0,8	3,0	1,0
	OA3	1,6	1,7	3,8	1,0	1,7	3,5	0,6
	OA4	9,6	3,4	1,6	9,0	3,4	1,0	1,5
	OA5	0,5	0,5	0,4	2,3	0,5	0,4	1,7
	OA6	0,5	0,3	1,4	4,3	0,3	2,0	1,2
	OA7	0,1	2,1	0,1	3,2	2,1	0,2	2,0
	OA8	0,8	3,1	1,3	7,6	3,1	1,2	0,5
	OA9	4,0	0,7	4,7	0,1	0,7	0,6	2,2
	OA10	5,2	0,0	5,3	8,4	0,0	2,5	4,2
3rd position of comparison 38.2±9.0°	OA1	3,0	2,6	0,4	3,6	2,6	2,2	2,5
	OA2	0,7	3,5	1,8	4,7	3,5	0,7	3,5
	OA3	1,6	1,7	3,8	1,0	1,7	3,5	0,5
	OA4	16,7	1,7	5,8	12,3	1,7	2,8	0,7
	OA5	4,5	3,1	6,5	8,5	3,1	5,7	3,9
	OA6	2,0	0,8	2,9	5,7	0,8	3,8	2,5
	OA7	4,0	0,6	2,4	0,2	0,6	2,2	0,5
	OA8	5,3	1,1	1,5	13,8	1,1	2,2	2,1
	OA9	2,9	0,4	3,4	1,2	0,4	2,0	0,6
	OA10	9,4	4,2	9,3	11,9	4,2	6,5	0,2
4th position of comparison 47.8±8.8°	OA1	5,2	4,8	2,3	1,9	4,8	0,3	0,7
	OA2	2,1	1,6	1,8	9,2	1,6	4,0	0,1
	OA3	2,7	2,9	5,2	2,6	2,9	5,0	2,1
	OA4	17,6	4,0	4,9	9,5	4,0	1,8	0,8
	OA5	4,9	3,6	6,9	8,9	3,6	6,1	4,4
	OA6	2,8	0,5	4,1	8,6	0,5	5,7	2,1
	OA7	4,6	1,6	2,4	1,7	1,6	2,2	0,4
	OA8	4,7	2,2	2,1	13,0	2,2	3,6	3,1
	OA9	1,9	2,1	0,1	4,4	2,1	4,9	2,4
	OA10	17,6	7,7	14,4	20,4	7,7	11,5	4,8
5th position of comparison 62.0±9.7°	OA1	9,6	6,8	2,0	4,1	6,8	1,0	1,3
	OA2	1,5	1,2	4,7	9,3	1,2	7,1	3,6
	OA3	2,2	0,9	6,9	3,7	0,9	6,6	2,8
	OA4	20,7	3,8	7,3	7,9	3,8	4,0	0,6
	OA5	8,1	6,3	10,6	12,3	6,3	9,7	6,5
	OA6	0,5	1,7	1,7	6,1	1,7	3,2	0,1
	OA7	4,6	1,6	3,1	2,8	1,6	2,4	0,4
	OA8	3,6	3,8	2,2	11,1	3,8	4,8	4,8
	OA9	0,1	3,9	4,3	7,8	4,1	8,4	4,9
	OA10	21,4	6,7	16,6	23,5	6,7	12,2	5,2

Table-A IV-12 Absolute differences between dynamic and quasi-static knee proximo-distal displacement (PDD) in 10 OA subjects for 5 positions of comparison

	Subjects	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6	Model 7
1st position of comparison: 5.9±5.4°	OA1	1,4	1,2	2,5	6,1	2,3	3,9	2,3
	OA2	1,6	1,5	2,0	0,5	2,4	2,5	2,5
	OA3	0,1	0,0	0,6	2,5	0,0	0,5	0,2
	OA4	1,1	0,9	2,1	0,7	0,0	0,1	0,5
	OA5	0,1	0,0	0,3	0,5	0,1	0,3	0,7
	OA6	1,9	0,0	0,2	2,0	0,0	0,1	0,3
	OA7	0,4	0,4	1,3	0,7	0,1	1,0	0,4
	OA8	0,0	0,0	0,5	7,4	0,2	0,5	0,2
	OA9	0,2	0,5	1,0	0,5	0,9	1,4	1,4
	OA10	0,7	0,0	0,2	2,5	0,0	0,4	0,2
2nd position of comparison 27.8±9.1°	OA1	2,8	5,3	5,9	9,6	5,3	5,7	4,9
	OA2	2,2	3,0	3,8	1,2	3,0	3,4	3,2
	OA3	3,5	3,7	5,0	1,9	3,7	4,8	3,8
	OA4	9,9	5,9	7,5	6,7	5,9	7,6	5,8
	OA5	0,4	0,4	0,6	0,7	0,4	0,6	0,8
	OA6	5,1	0,4	1,5	2,2	0,4	1,4	1,0
	OA7	1,6	2,3	3,1	0,0	2,3	3,0	2,1
	OA8	1,4	0,4	1,3	12,4	0,4	0,9	0,1
	OA9	1,1	3,5	4,9	2,5	3,5	4,8	3,8
	OA10	2,9	0,4	1,5	3,1	0,4	1,8	0,3
3rd position of comparison 38.2±9.0°	OA1	0,2	4,9	6,5	6,8	4,9	6,3	4,1
	OA2	1,9	2,7	3,6	2,3	2,7	3,3	2,8
	OA3	0,3	0,5	1,8	5,1	0,5	1,6	0,6
	OA4	4,8	1,7	4,1	15,5	1,7	4,3	1,6
	OA5	0,3	4,0	5,5	4,9	4,0	5,5	3,4
	OA6	5,5	0,6	2,0	2,4	0,6	1,8	1,2
	OA7	7,7	8,5	9,9	5,0	8,5	9,8	8,0
	OA8	0,5	3,2	4,8	16,2	3,2	4,3	2,4
	OA9	1,3	3,7	5,1	2,6	3,7	5,0	3,9
	OA10	2,2	0,3	0,8	3,4	0,3	1,0	0,4
4th position of comparison 47.8±8.8°	OA1	1,8	2,9	4,5	4,4	2,9	4,4	2,0
	OA2	0,3	2,9	4,7	7,0	2,9	4,3	2,6
	OA3	0,9	1,5	2,9	5,2	1,5	2,7	1,5
	OA4	4,4	2,0	4,8	16,3	2,0	5,1	1,9
	OA5	0,4	4,1	5,5	4,6	4,1	5,5	3,4
	OA6	5,5	1,6	3,7	3,8	1,6	3,4	2,2
	OA7	2,4	3,9	5,8	0,4	3,9	5,7	3,3
	OA8	1,2	3,0	5,5	21,5	3,0	5,1	2,1
	OA9	0,2	1,8	3,9	6,8	1,8	3,8	1,9
	OA10	4,2	2,3	3,9	6,3	2,3	4,3	2,2
5th position of comparison 62.0±9.7°	OA1	1,9	2,9	5,7	1,9	2,9	5,5	1,8
	OA2	0,5	3,8	6,8	10,7	3,8	6,3	2,8
	OA3	0,5	2,3	5,3	11,7	2,3	5,1	2,0
	OA4	1,7	1,0	2,5	20,9	1,0	2,9	1,0
	OA5	3,7	7,3	9,2	3,0	7,3	9,3	6,8
	OA6	4,9	2,1	4,0	3,0	2,1	3,9	2,7
	OA7	2,6	3,9	6,1	0,2	4,1	5,8	3,5
	OA8	3,9	5,9	9,1	21,9	5,9	8,8	5,0
	OA9	0,1	2,0	4,9	9,6	2,1	4,6	2,1
	OA10	3,4	1,8	4,2	11,9	1,8	4,6	1,7

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ahlback, S. 1968. « Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation ». *Acta Radiol Diagn (Stockh)*, p. 277:7-72.
- Akbarshahi, Massoud, Anthony G. Schache, Justin W. Fernandez, Richard Baker, Scott Banks et Marcus G. Pandy. 2010. « Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity ». *Journal of Biomechanics*, vol. In Press, Corrected Proof.
- Alexander, Eugene J., et Thomas P. Andriacchi. 2001. « Correcting for deformation in skin-based marker systems ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 3, p. 355-361.
- Andersen, Michael S., Daniel L. Benoit, Michael Damsgaard, Dan K. Ramsey et John Rasmussen. 2010. « Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 2, p. 268-273.
- Andersen, Michael S., Michael Damsgaard, John Rasmussen, Dan K. Ramsey et Daniel L. Benoit. 2012. « A linear soft tissue artefact model for human movement analysis: Proof of concept using in vivo data ». *Gait & Posture*, vol. 35, n° 4, p. 606-611.
- Anderst, W. J., C. Les et S. Tashman. 2005. « In vivo serial joint space measurements during dynamic loading in a canine model of osteoarthritis ». *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 13, n° 9, p. 808-816.
- Anderst, W. J., et S. Tashman. 2003. « A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction ». *J Biomech*, vol. 36, n° 9, p. 1291-9.
- Anderst, W., R. Zael, J. Bishop, E. Demps et S. Tashman. 2009. « Validation of three-dimensional model-based tibio-femoral tracking during running ». *Med Eng Phys*, vol. 31, n° 1, p. 10-6.
- Andriacchi, T. P., E. J. Alexander, M. K. Toney, C. Dyrby et J. Sum. 1998. « A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics ». *J Biomech Eng*, vol. 120, n° 6, p. 743-9.
- Andriacchi, Thomas P., Seungbum Koo et Sean F. Scanlan. 2009. *Gait Mechanics Influence Healthy Cartilage Morphology and Osteoarthritis of the Knee* (2009-02-01 00:00:00), 91. Journal Article. Supplement 1. 95-101 p.
- Arnold, EdithM, SamuelR Ward, RichardL Lieber et ScottL Delp. 2010. « A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement ». *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, n° 2, p. 269-279.

- Arun, K. S., T. S. Huang et S. D. Blostein. 1987. « Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets ». *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. PAMI-9, n° 5, p. 698-700.
- Aspert, N., D. Santa-Cruz et T. Ebrahimi. 2002. « MESH: measuring errors between surfaces using the Hausdorff distance ». In *Multimedia and Expo, 2002. ICME '02. Proceedings. 2002 IEEE International Conference on*. (2002) Vol. 1, p. 705-708 vol.1.
- Banks, S. A., et W. A. Hodge. 1996. « Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy ». *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 43, n° 6, p. 638-49.
- Barre, A., J. P. Thiran, B. M. Jolles, N. Theumann et K. Aminian. 2013. « Soft Tissue Artifact Assessment During Treadmill Walking in Subjects With Total Knee Arthroplasty ». *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 60, n° 11, p. 3131-3140.
- Benoit, Daniel L., Dan K. Ramsey, Mario Lamontagne, Lanyi Xu, Per Wretenberg et Per Renström. 2006. « Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo ». *Gait & Posture*, vol. 24, n° 2, p. 152-164.
- Bentley, Jon Louis. 1975. « Multidimensional binary search trees used for associative searching ». *Commun. ACM*, vol. 18, n° 9, p. 509-517.
- Bergamini, E., H. Pillet, J. Hausselle, P. Thoreux, S. Guerard, V. Camomilla, A. Cappozzo et W. Skalli. 2011. « Tibio-femoral joint constraints for bone pose estimation during movement using multi-body optimization ». *Gait and Posture*, vol. 33, n° 4, p. 706-711.
- Besier, Thor F., Garry E. Gold, Scott L. Delp, Michael Fredericson et Gary S. Beaupré. 2008. « The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 26, n° 12, p. 1627-1635.
- Besl, P. J., et Neil D. McKay. 1992. « A method for registration of 3-D shapes ». *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, vol. 14, n° 2, p. 239-256.
- Bonci, Tecla, Valentina Camomilla, Raphael Dumas, Laurence Chèze et Aurelio Cappozzo. 2014. « A soft tissue artefact model driven by proximal and distal joint kinematics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 10, p. 2354-2361.
- Brenner, David J., et Eric J. Hall. 2007. « Computed tomography - An increasing source of radiation exposure ». *New England Journal of Medicine*, vol. 357, n° 22, p. 2277-2284.

- Cappello, A., R. Stagni, S. Fantozzi et A. Leardini. 2005. « Soft tissue artifact compensation in knee kinematics by double anatomical landmark calibration: performance of a novel method during selected motor tasks ». *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 52, n° 6, p. 992-998.
- Cappello, Angelo, Aurelio Cappozzo, Pier Francesco La Palombara, Luigi Lucchetti et Alberto Leardini. 1997. « Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation ». *Human Movement Science*, vol. 16, n° 2-3, p. 259-274.
- Cappozzo, A., A. Cappello, U. D. Croce et F. Pensalfini. 1997. « Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction ». *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 44, n° 12, p. 1165-1174.
- Cappozzo, A., F. Catani, U. Della Croce et A. Leardini. 1995. « Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination ». *Clinical Biomechanics*, vol. 10, n° 4, p. 171-178.
- Cappozzo, A., F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti et U. Della Croce. 1996. « Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts ». *Clinical Biomechanics*, vol. 11, n° 2, p. 90-100.
- Cappozzo, Aurelio, Ugo Della Croce, Alberto Leardini et Lorenzo Chiari. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background ». *Gait & Posture*, vol. 21, n° 2, p. 186-196.
- Carpenter, R. Dana, Sharmila Majumdar et C. Benjamin Ma. 2009. « Magnetic resonance imaging of 3-dimensional in vivo tibiofemoral kinematics in anterior cruciate ligament-reconstructed knees ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 25, n° 7, p. 760-766.
- Cerveri, P., A. Pedotti et G. Ferrigno. 2005. « Kinematical models to reduce the effect of skin artifacts on marker-based human motion estimation ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 11, p. 2228-2236.
- Chaibi, Y., T. Cresson, B. Aubert, J. Hausselle, P. Neyret, O. Hauger, J. A. de Guise et W. Skalli. 2012. « Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, n° 5, p. 457-466.
- Chav, Ramnada, Thierry Cresson, Claude Kauffmann et Jacques A. de Guise. 2009. « Method for fast and accurate segmentation processing from prior shape: application to femoral head segmentation on x-ray images ». In *SPIE7259, Medical Imaging 2009: Image Processing*. (Lake Buena Vista, FL, USA) Vol. 7259, p. 72594Y.

- Chèze, L., B. J. Fregly et J. Dimnet. 1995. « A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data ». *Journal of Biomechanics*, vol. 28, n° 7, p. 879-884.
- Chiari, Lorenzo, Ugo Della Croce, Alberto Leardini et Aurelio Cappozzo. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors ». *Gait & Posture*, vol. 21, n° 2, p. 197-211.
- Choset, H., K. M. Lynch, S. Hutchinson, G. Kantor, W. Burgard, L. E. Kavraki et S. Thrun. 2005. *Principles of robot motion : Theory, algorithms, and implementations*. Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, 269–301 p.
- Clément, J., R. Dumas, N. Hagemeister et J. A. de Guise. 2014 (Submitted)-a. « Soft tissue artefacts compensation in knee kinematics by multi-body optimization: performance of subject-specific knee joint models ». *Journal of biomechanics*.
- Clément, J., R. Dumas, N. Hagemeister, F. Lavoie, M. Kanhonou et J. A. de Guise. 2014a. « Ability of eight multi-joint models to compensate for soft tissue artefacts using global optimisation: An in vivo study of knee kinematics during squats ». In *13th International Symposium on 3D Analysis of Human Movement (3D-AHM)*. (Lauzanne, Switzerland), p. 44-47.
- Clément, J., R. Dumas, N. Hagemeister, F. Lavoie, M. Kanhonou et J. A. de Guise. 2014 (Submitted)-b. « In vivo 3D kinematic analysis of lower limbs with knee osteoarthritis: validation of joint models with a low-dose X-ray system ». *Gait and Posture*.
- Clément, J., N. Hagemeister, R. Dumas, M. Kanhonou et J. A. de Guise. 2014b. « Influence of biomechanical multi-joint models used in global optimisation to estimate healthy and osteoarthritis knee kinematics ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 17, n° sup1, p. 76-77.
- Clément, Julien, N. Hagemeister, R. Aissaoui et J. de Guise. 2013. « Are static and dynamic squatting activities comparable? ». In *Gait and clinical movement analysis society (GCMAS): Annual conference*. (Cincinnati, Ohio, USA), p. 124-125.
- Clément, Julien, N. Hagemeister, R. Aissaoui et J. de Guise. 2014c. « Comparison of 3D kinematics, 3D kinetics and EMG of the lower limbs during quasi-static and dynamic squats ». In *7th World congress of biomechanics* (Boston, Massachusetts, USA).
- Clément, Julien, Nicola Hagemeister, Rachid Aissaoui et Jacques A. de Guise. 2014d. « Comparison of quasi-static and dynamic squats: A three-dimensional kinematic,

- kinetic and electromyographic study of the lower limbs ». *Gait & Posture*, vol. 40, p. 94-100.
- Cresson, T., D. Branchaud, R. Chav, B. Godbout et J. A. de Guise. 2010. « 3D shape reconstruction of bone from two x-ray images using 2D/3D non-rigid registration based on moving least-squares deformation ». In *SPIE7623, Medical Imaging 2010: Image Processing*. (San Diego, California, USA), p. 76230F.
- Cresson, T., B. Godbout, D. Branchaud, R. Chav, P. Gravel et J. A. De Guise. 2008. « Surface reconstruction from planar x-ray images using moving least squares ». In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE*. (20-25 Aug. 2008), p. 3967-3970.
- Curl, Walton W., Jonathan Krome, E. Stanley Gordon, Julia Rushing, Beth Paterson Smith et Gary G. Poehling. 1997. « Cartilage injuries: A review of 31,516 knee arthroscopies ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 13, n° 4, p. 456-460.
- De Groote, F., T. De Laet, I. Jonkers et J. De Schutter. 2008. « Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis ». *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 16, p. 3390-3398.
- DeFrate, Louis E., Hao Sun, Thomas J. Gill, Harry E. Rubash et Guoan Li. 2004. « In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models ». *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n° 10, p. 1499-1504.
- Della Croce, Ugo, Alberto Leardini, Lorenzo Chiari et Aurelio Cappozzo. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics ». *Gait & Posture*, vol. 21, n° 2, p. 226-237.
- Deschênes, Sylvain, Guy Charron, Gilles Beaudoin, Hubert Labelle, Josée Dubois, Marie-Claude Miron et Stefan Parent. 2010. « Diagnostic Imaging of Spinal Deformities: Reducing Patients Radiation Dose With a New Slot-Scanning X-ray Imager ». *Spine*, vol. 35, n° 9, p. 989-994.
- Desroches, Guillaume, Laurence Cheze et Raphael Dumas. 2010. « Expression of joint moment in the joint coordinate system ». *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 132, n° 11, p. 114503.
- Dionisio, Valdeci Carlos, Gil Lúcio Almeida, Marcos Duarte et Rogério Pessoto Hirata. 2008. « Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting ». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, n° 1, p. 134-143.

- Dubousset, J., G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa et S. Ferey. 2005. « Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS ». *Radioprotection*, vol. 40, n° 2, p. 245-255.
- Dumas, R. 2010. « Contribution méthodologique à l'analyse cinématique et dynamique tridimensionnelle du mouvement ». Habilitation à diriger des recherches. Lyon (France), Université Claude Bernard Lyon 1, 137 p.
- Dumas, R., V. Camomilla, T. Bonci, L. Cheze et A. Cappozzo. 2014a. « Generalized mathematical representation of the soft tissue artefact ». *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 2, p. 476-481.
- Dumas, R., V. Camomilla, T. Bonci, L. Cheze et A. Cappozzo. 2014b. « A qualitative analysis of soft tissue artefact during running ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 17, n° sup1, p. 124-125.
- Dumas, R., et L. Chèze. 2007. « 3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system ». *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 45, n° 3, p. 315-322.
- Dumas, R., T. Robert, V. Pomero et L. Cheze. 2012. « Joint and segment coordinate systems revisited ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, n° sup1, p. 183-185.
- Duprey, Sonia, Laurence Cheze et Raphaël Dumas. 2010. « Influence of joint constraints on lower limb kinematics estimation from skin markers using global optimization ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 14, p. 2858-2862.
- Emrani, P. S., J. N. Katz, C. L. Kessler, W. M. Reichmann, E. A. Wright, T. E. McAlindon et E. Losina. 2008. « Joint space narrowing and Kellgren–Lawrence progression in knee osteoarthritis: an analytic literature synthesis ». *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, vol. 16, n° 8, p. 873-882.
- Feikes, J. D., J. J. O'Connor et A. B. Zavatsky. 2003. « A constraint-based approach to modelling the mobility of the human knee joint ». *Journal of Biomechanics*, vol. 36, n° 1, p. 125-129.
- Folinais, D., P. Thelen, C. Delin, C. Radier, Y. Catonne et J. Y. Lazennec. 2013. « Measuring femoral and rotational alignment: EOS system versus computed tomography ». *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 99, n° 5, p. 509-516.
- Fukagawa, Shingo, Alberto Leardini, Barbara Callewaert, Pius D. Wong, Luc Labey, Kaat Desloovere, Shuichi Matsuda et Johan Bellemans. 2012. « Age-related changes in kinematics of the knee joint during deep squat ». *The Knee*, vol. 19, n° 3, p. 208-212.

- Fuller, J., L. J. Liu, M. C. Murphy et R. W. Mann. 1997. « A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin- and pin-mounted markers ». *Human Movement Science*, vol. 16, n° 2-3, p. 219-242.
- Ganjikia, S., N. Duval, L. Yahia et J. de Guise. 2000. « Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study ». *The Knee*, vol. 7, n° 4, p. 221-231.
- Garling, E. H., B. L. Kaptein, B. Mertens, W. Barendregt, H. E. J. Veeger, R. G. H. H. Nelissen et E. R. Valstar. 2007. « Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° Supplement 1, p. S18-S24.
- Gasparutto, X., R. Dumas et E. Jacquelin. 2012. « Multi-body optimisation with deformable ligament constraints: influence of ligament geometry ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, n° sup1, p. 191-193.
- Grood, E. S., et W. J. Suntay. 1983. « A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee ». *J Biomech Eng*, vol. 105, n° 2, p. 136-44.
- Hagemeister, N., G. Parent, M. Van de Putte, N. St-Onge, N. Duval et J. de Guise. 2005. « A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics ». *J Biomech*, vol. 38, n° 9, p. 1926-31.
- Hagemeister, N., L'H Yahia, N. Duval et J. A. de Guise. 1999. « In vivo reproducibility of a new non-invasive diagnostic tool for three-dimensional knee evaluation ». *The Knee*, vol. 6, n° 3, p. 175-181.
- Hamai, S., T. A. Moro-oka, N. J. Dunbar, H. Miura, Y. Iwamoto et S. A. Banks. 2013. « In vivo healthy knee kinematics during dynamic full flexion ». *Biomed Res Int*, vol. 2013, p. 717546.
- Hamai, S., T. A. Moro-Oka, H. Miura, T. Shimoto, H. Higaki, B. J. Fregly, Y. Iwamoto et S. A. Banks. 2009. « Knee kinematics in medial osteoarthritis during in vivo weight-bearing activities ». *J Orthop Res*, vol. 27, n° 12, p. 1555-61.
- Hermens, H. J., et B. Freriks (Eds). 2000. *SENIAM 9: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy - Results of the SENIAM project*. Enschede, the Netherlands: Roessingh Research and Development.
- Hillman, Susan K. 2003. *Interactive Functional Anatomy*. DVD-ROM. Primal Picture.
- Hjelle, Karin, Eirik Solheim, Torbjørn Strand, Rune Muri et Mats Brittberg. 2002. « Articular cartilage defects in 1,000 knee arthroscopies ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 18, n° 7, p. 730-734.

- Holden, John P., John A. Orsini, Karen Lohmann Siegel, Thomas M. Kepple, Lynn H. Gerber et Steven J. Stanhope. 1997. « Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait ». *Gait & Posture*, vol. 5, n° 3, p. 217-227.
- Houck, Jeff, H. John Yack et Tyler Cuddeford. 2004. « Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using a femoral tracking device during early to mid stance of walking ». *Gait & Posture*, vol. 19, n° 1, p. 76-84.
- Hunter, David J. 2009. « Focusing osteoarthritis management on modifiable risk factors and future therapeutic prospects ». *Therapeutic Advances in Musculoskeletal Diseases*, vol. 1, n° 1, p. 35-47.
- Hunter, David J., et Ali Guermazi. 2012. « Imaging Techniques in Osteoarthritis ». *PM&R*, vol. 4, n° 5, Supplement, p. S68-S74.
- Johal, P., A. Williams, P. Wragg, D. Hunt et W. Gedroyc. 2005. « Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 2, p. 269-276.
- Kaiser, Jarred, Robert Bradford, Kevin Johnson, Oliver Wieben et Darryl G. Thelen. 2013. « Measurement of tibiofemoral kinematics using highly accelerated 3D radial sampling ». *Magn Reson Med*, vol. 69, n° 5, p. 1310-6.
- Kanhonou, M., T. Cresson, F. Lavoie, J. Clément, N. Hagemeister et J. A. de Guise. 2014. « A method to study 3D knee pseudo-kinematics using low-dose stereoradiography during static squat ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 17, n° sup1, p. 138-139.
- Kitagawa, Atsushi, Nobuhiro Tsumura, Takaaki Chin, Kazuyoshi Gamada, Scott A. Banks et Masahiro Kurosaka. 2010. « In vivo comparison of knee kinematics before and after high-flexion posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 25, n° 6, p. 964-969.
- Klussmann, Andre, Hansjuergen Gebhardt, Falk Liebers, Lars von Engelhardt, Andreas David, Bertil Bouillon et Monika Rieger. 2008. « Individual and occupational risk factors for knee osteoarthritis - Study protocol of a case control study ». *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 9, n° 1, p. 26.
- Komdeur, P., F. E. Pollo et R. W. Jackson. 2002. « Dynamic knee motion in anterior cruciate impairment: a report and case study ». *Proc (Bayl Univ Med Cent)*, vol. 15, n° 3, p. 257-9.

- Labbe, D. R., N. Hagemeister, M. Tremblay et J. de Guise. 2008. « Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait ». *Gait & Posture*, vol. 28, n° 1, p. 170-4.
- Lafortune, M. A., P. R. Cavanagh, H. J. Sommer Iii et A. Kalenak. 1992. « Three-dimensional kinematics of the human knee during walking ». *Journal of Biomechanics*, vol. 25, n° 4, p. 347-357.
- Lavoie, F. 2006. « L'importance du geste dans l'évaluation de la cinématique tridimensionnelle du genou ». Mémoire de maîtrise en sciences biomédicales. Montréal (Canada), Faculté de médecine de l'Université de Montréal, 122 p.
- Lavoie, F., M. Laplante, N. Duval, S. Dore et J. A. de Guise. 2008. « Gesture as an important factor in 3D kinematic assessment of the knee ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 16, n° 1, p. 64-70.
- Leardini, Alberto, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce et Aurelio Cappozzo. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3: soft tissue artifact assessment and compensation ». *Gait & Posture*, vol. 21, n° 2, p. 212-225.
- Li, G., J. Suggs, G. Hanson, S. Durbhakula, T. Johnson et A. Freiberg. 2006. « Three-dimensional tibiofemoral articular contact kinematics of a cruciate-retaining total knee arthroplasty ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 88, n° 2, p. 395-402.
- Li, G., S. K. Van de Velde et J. T. Bingham. 2008. « Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion ». *J Biomech*, vol. 41, n° 7, p. 1616-22.
- Li, Kang, Liying Zheng, Scott Tashman et Xudong Zhang. 2012. « The inaccuracy of surface-measured model-derived tibiofemoral kinematics ». *Journal of biomechanics*, vol. 45, n° 15, p. 2719-2723.
- Linder-Ganz, Eran, Noga Shabshin, Yacov Itzhak, Ziva Yizhar, Itzhak Siev-Ner et Amit Gefen. 2008. « Strains and stresses in sub-dermal tissues of the buttocks are greater in paraplegics than in healthy during sitting ». *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 3, p. 567-580.
- Lu, T. W., et J. J. O'Connor. 1999. « Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints ». *Journal of Biomechanics*, vol. 32, n° 2, p. 129-134.
- Lucchetti, Luigi, Aurelio Cappozzo, Angelo Cappello et Ugo Della Croce. 1998. « Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 31, n° 11, p. 977-984.

- Lustig, Sébastien, Robert Magnussen, Laurence Cheze et Philippe Neyret. 2012a. « The KneeKG system: a review of the literature ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, p. 1-6.
- Lustig, Sébastien, RobertA Magnussen, Laurence Cheze et Philippe Neyret. 2012b. « The KneeKG system: a review of the literature ». *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 20, n° 4, p. 633-638.
- Lynn, S. K., et G. J. Noffal. 2012. « Lower extremity biomechanics during a regular and counterbalanced squat ». *J Strength Cond Res*, vol. 26, n° 9, p. 2417-25.
- Manal, K., I. McClay Davis, B. Galinat et S. Stanhope. 2003. « The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets ». *Clinical Biomechanics*, vol. 18, n° 2, p. 126-131.
- Manal, K., I. McClay, S. Stanhope, J. Richards et B. Galinat. 2000. « Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study ». *Gait & Posture*, vol. 11, n° 1, p. 38-45.
- Marieb, E. N. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, 3e éd. Saint-Laurent (Québec): ERPI, Édition du Renouveau Pédagogique Inc., 1288 p.
- Martelli, S., et V. Pinskerova. 2002. « The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement ». *J Bone Joint Surg Br*, vol. 84-B, n° 4, p. 607-613.
- Menetrey, J., F. Unno-Veith, H. Madry et I. Van Breuseghem. 2010. « Epidemiology and imaging of the subchondral bone in articular cartilage repair ». *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, vol. 18, n° 4, p. 463-71.
- Miranda, Daniel L., Michael J. Rainbow, Joseph J. Crisco et Braden C. Fleming. 2013. « Kinematic differences between optical motion capture and biplanar videoradiography during a jump-cut maneuver ». *Journal of Biomechanics*, vol. 46, n° 3, p. 567-573.
- Mochizuki, Tomoharu, Takashi Sato, Osamu Tanifuji, Kouichi Kobayashi, Yoshio Koga, Hiroshi Yamagiwa, Go Omori et Naoto Endo. 2013. « In vivo pre- and postoperative three-dimensional knee kinematics in unicompartmental knee arthroplasty ». *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 18, n° 1, p. 54-60.
- Moniz-Pereira, V., S. Cabral, F. Carnide et A. P. Veloso. 2014. « Sensitivity of joint kinematics and kinetics to different pose estimation algorithms and joint constraints in the elderly ». In *J Appl Biomech*. Vol. 30, p. 446-60. 3. United States. NLM.

- Moro-oka, Taka-aki, Satoshi Hamai, Hiromasa Miura, Takeshi Shimoto, Hidehiko Higaki, Benjamin J. Fregly, Yukihide Iwamoto et Scott A. Banks. 2007. « Can magnetic resonance imaging-derived bone models be used for accurate motion measurement with single-plane three-dimensional shape registration? ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 25, n° 7, p. 867-872.
- Moro-oka, Taka-aki, Satoshi Hamai, Hiromasa Miura, Takeshi Shimoto, Hidehiko Higaki, Benjamin J. Fregly, Yukihide Iwamoto et Scott A. Banks. 2008. « Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 26, n° 4, p. 428-434.
- Mu, S., T. Moro-oka, P. Johal, S. Hamai, M. A. R. Freeman et S. A. Banks. 2011. « Comparison of static and dynamic knee kinematics during squatting ». *Clinical Biomechanics*, vol. 26, n° 1, p. 106-108.
- Myers, Casey A., Michael R. Torry, Kevin B. Shelburne, J. Erik Giphart, Robert F. LaPrade, Savio L-Y. Woo et J. Richard Steadman. 2012. « In vivo tibiofemoral kinematics during 4 functional tasks of increasing demand using biplane fluoroscopy ». *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, n° 1, p. 170-178.
- Noehren, B., P. J. Barrance, M. P. Pohl et I. S. Davis. 2012. « A comparison of tibiofemoral and patellofemoral alignment during a neutral and valgus single leg squat: An MRI study ». *The Knee*, vol. 19, n° 4, p. 380-386.
- Parenti-Castelli, Vincenzo, Alberto Leardini, Raffaele Di Gregorio et John O'Connor. 2004. « On the Modeling of Passive Motion of the Human Knee Joint by Means of Equivalent Planar and Spatial Parallel Mechanisms ». *Autonomous Robots*, vol. 16, n° 2, p. 219-232.
- Parenti-Castelli, Vincenzo, et Nicola Sancisi. 2013. « Synthesis of spatial mechanisms to model human joints ». In *21st Century Kinematics*, sous la dir. de McCarthy, J. Michael. p. 49-84. Springer London.
- Peters, Alana, Brook Galna, Morgan Sangeux, Meg Morris et Richard Baker. 2010. « Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review ». *Gait & Posture*, vol. 31, n° 1, p. 1-8.
- Peters, Alana, Morgan Sangeux, Meg E. Morris et Richard Baker. 2009. « Determination of the optimal locations of surface-mounted markers on the tibial segment ». *Gait & Posture*, vol. 29, n° 1, p. 42-48.
- Qi, Wei, Ali Hosseini, Tsung-Yuan Tsai, Jing-Sheng Li, Harry E. Rubash et Guoan Li. 2013. « In vivo kinematics of the knee during weight bearing high flexion ». *Journal of Biomechanics*, vol. 46, n° 9, p. 1576-1582.

- Radin, E. L., K. H. Yang, C. Riegger, V. L. Kish et J. J. O'Connor. 1991. « Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain ». *J Orthop Res*, vol. 9, n° 3, p. 398-405.
- Ramsey, D. K., et P. F. Wretenberg. 1999. « Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint ». *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 14, n° 9, p. 595-611.
- Rebmann, A. J., et F. T. Sheehan. 2003. « Precise 3D skeletal kinematics using fast phase contrast magnetic resonance imaging ». *J Magn Reson Imaging*, vol. 17, n° 2, p. 206-13.
- Reinbolt, Jeffrey A., Jacob F. Schutte, Benjamin J. Fregly, Byung Il Koh, Raphael T. Haftka, Alan D. George et Kim H. Mitchell. 2005. « Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization ». *Journal of Biomechanics*, vol. 38, n° 3, p. 621-626.
- Reinschmidt, C., A. J. van den Bogert, A. Lundberg, B. M. Nigg, N. Murphy, A. Stacoff et A. Stano. 1997a. « Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers ». *Gait & Posture*, vol. 6, n° 2, p. 98-109.
- Reinschmidt, C., A. J. van den Bogert, B. M. Nigg, A. Lundberg et N. Murphy. 1997b. « Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running ». *Journal of Biomechanics*, vol. 30, n° 7, p. 729-732.
- Reinschmidt, Christoph. 1996. « Three-dimensional tibiocalcaneal and tibiofemoral kinematics during human locomotion: Measured with external and bone markers ». NN12797. Canada, University of Calgary (Canada), 169 p.
- Sandholm, Anders, Cédric Schwartz, Nicolas Pronost, Mark Zee, Michael Voigt et Daniel Thalmann. 2011. « Evaluation of a geometry-based knee joint compared to a planar knee joint ». *The Visual Computer*, vol. 27, n° 2, p. 161-171.
- Sangeux, M., F. Marin, F. Charleux, L. Dürselen et M. C. Ho Ba Tho. 2006. « Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging ». *Clinical Biomechanics*, vol. 21, n° 9, p. 984-991.
- Sati, M., J. A. de Guise, S. Larouche et G. Drouin. 1996a. « Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis ». *The Knee*, vol. 3, n° 4, p. 179-190.
- Sati, M., J. A. de Guise, S. Larouche et G. Drouin. 1996b. « Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee ». *The Knee*, vol. 3, n° 3, p. 121-138.

- Scarvell, Jennifer M., Paul N. Smith, Kathryn M. Refshauge et Howard R. Galloway. 2007. « Magnetic Resonance Imaging Analysis of Kinematics in Osteoarthritic Knees ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 22, n° 3, p. 383-393.
- Scheys, Lennart, Kaat Desloovere, Arthur Spaepen, Paul Suetens et Ilse Jonkers. 2011. « Calculating gait kinematics using MR-based kinematic models ». *Gait & Posture*, vol. 33, n° 2, p. 158-164.
- Seisler, A. R., et F. T. Sheehan. 2007. « Normative three-dimensional patellofemoral and tibiofemoral kinematics: a dynamic, in vivo study ». *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 54, n° 7, p. 1333-41.
- Shabshin, Nogah, Vlad Ougortsin, Gil Zoizner et Amit Gefen. 2010. « Evaluation of the effect of trunk tilt on compressive soft tissue deformations under the ischial tuberosities using weight-bearing MRI ». *Clinical Biomechanics*, vol. 25, n° 5, p. 402-408.
- Sheehan, F. T., A. Derasari, T. J. Brindle et K. E. Alter. 2009. « Understanding patellofemoral pain with maltracking in the presence of joint laxity: complete 3D in vivo patellofemoral and tibiofemoral kinematics ». *J Orthop Res*, vol. 27, n° 5, p. 561-70.
- Sheehan, F. T., F. E. Zajac et J. E. Drace. 1999. « In vivo tracking of the human patella using cine phase contrast magnetic resonance imaging ». *J Biomech Eng*, vol. 121, n° 6, p. 650-6.
- Sheehan, Frances T. 2007. « The finite helical axis of the knee joint (a non-invasive in vivo study using fast-PC MRI) ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n° 5, p. 1038-1047.
- Sheehan, Frances T., Felix E. Zajac et John E. Drace. 1997. « Using cine phase contrast magnetic resonance imaging to non-invasively study in vivo knee dynamics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 31, n° 1, p. 21-26.
- Shin, Choongsoo S., R. Dana Carpenter, Sharmila Majumdar et C. Benjamin Ma. 2009. « Three-Dimensional In Vivo Patellofemoral Kinematics and Contact Area of Anterior Cruciate Ligament-Deficient and -Reconstructed Subjects Using Magnetic Resonance Imaging ». *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 25, n° 11, p. 1214-1223.
- Sopher, Ran, Jane Nixon, Claudia Gorecki et Amit Gefen. 2010. « Exposure to internal muscle tissue loads under the ischial tuberosities during sitting is elevated at abnormally high or low body mass indices ». *Journal of Biomechanics*, vol. 43, n° 2, p. 280-286.

- Spoor, C. W., et F. E. Veldpaus. 1980. « Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers ». *Journal of Biomechanics*, vol. 13, n° 4, p. 391-393.
- Stagni, Rita, Fantozzi, Angelo Cappello et Alberto Leardini. 2003. « Validation of the Interval Deformation Technique for Compensating Soft Tissue Artefact in Human Motion Analysis ». In *Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*, sous la dir. de Ayache, Nicholas, et Hervé Delingette. Vol. 2673, p. 1000-1001. Coll. « Lecture Notes in Computer Science »: Springer Berlin / Heidelberg.
- Stagni, Rita, Silvia Fantozzi et Angelo Cappello. 2009. « Double calibration vs. global optimisation: Performance and effectiveness for clinical application ». *Gait & Posture*, vol. 29, n° 1, p. 119-122.
- Stagni, Rita, Silvia Fantozzi, Angelo Cappello et Alberto Leardini. 2005. « Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects ». *Clinical Biomechanics*, vol. 20, n° 3, p. 320-329.
- Südhoff, Ingrid, Stéphane Van Driessche, Sébastien Laporte, J. A. de Guise et Wafa Skalli. 2007. « Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait ». *Gait & Posture*, vol. 25, n° 4, p. 533-543.
- Tanifuji, Osamu, Takashi Sato, Koichi Kobayashi, Tomoharu Mochizuki, Yoshio Koga, Hiroshi Yamagiwa, Go Omori et Naoto Endo. 2011. « Three-dimensional in vivo motion analysis of normal knees using single-plane fluoroscopy ». *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 16, n° 6, p. 710-718.
- Tashman, S., et W. Anderst. 2003. « In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency ». *J Biomech Eng*, vol. 125, n° 2, p. 238-45.
- Tersi, Luca, Arnaud Barré, Silvia Fantozzi et Rita Stagni. 2012. « In vitro quantification of the performance of model-based mono-planar and bi-planar fluoroscopy for 3D joint kinematics estimation ». *Medical & Biological Engineering & Computing*, p. 1-9.
- Torry, M. R., K. B. Shelburne, D. S. Peterson, J. E. Giphart, J. P. Krong, C. Myers, J. R. Steadman et S. L. Y. Woo. 2011. « Knee kinematic profiles during drop landings: A biplane fluoroscopy study ». *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 43, n° 3, p. 533-541 10.1249/MSS.0b013e3181f1e491.
- Tortora, G. J., et S. R. Grabowski. 2001. *Principes d'anatomie et de physiologie*. Saint-Laurent (Québec): ERPI, Édition du Renouveau Pédagogique Inc., 1121 p.

- Tranberg, R., T. Saari, R. Zugner et J. Karrholm. 2011. « Simultaneous measurements of knee motion using an optical tracking system and radiostereometric analysis (RSA) ». *Acta Orthop*, vol. 82, n° 2, p. 171-6.
- Turcot, K. 2007. « Développement d'une méthode accélérométrique tridimensionnelle pour l'évaluation d'une population atteinte d'arthrose du genou: Application à un contexte de marche ». Thèse de doctorat en sciences biomédicale. Montréal (Canada), Université de Montreal, 221 p.
- Van den Broeck, Joyce, Evie Vereecke, Roel Wirix-Speetjens et Jos Vander Sloten. 2014. « Segmentation accuracy of long bones ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, n° 7, p. 949-953.
- von Eisenhart-Rothe, R., M. Siebert, C. Bringmann, T. Vogl, K. H. Englmeier et H. Graichen. 2004. « A new in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint ». *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n° 6, p. 927-934.
- Walker, P. S., J. S. Rovick et D. D. Robertson. 1988. « The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics ». *Journal of Biomechanics*, vol. 21, n° 11, p. 965-967, 969-974.
- Wang, Jianping, Ming Ye, Zhongtang Liu et Chengtao Wang. 2009. « Precision of cortical bone reconstruction based on 3D CT scans ». *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 33, n° 3, p. 235-241.
- Weiss, J. M., P. C. Noble, M. A. Conditt, H. W. Kohl, S. Roberts, K. F. Cook, M. J. Gordon et K. B. Mathis. 2002. « What functional activities are important to patients with knee replacements? ». *Clin Orthop Relat Res*, vol. 404, p. 172-88.
- Welch, G., et G. Bishop. 2001. « Course 8 : An introduction to the Kalman filter ». Chapel Hill: University of North Carolina, 81 p.
- WHO, World Health Organization. 2003. « The burden of musculoskeletal conditions at the start of the new millennium ». *World Health Organ Tech Rep Ser*, vol. 919, p. i-x, 1-218, back cover.
- Wilson, D. R., J. D. Feikes et J. J. O'Connor. 1998. « Ligaments and articular contact guide passive knee flexion ». *Journal of Biomechanics*, vol. 31, n° 12, p. 1127-1136.
- Wilson, N. A., J. M. Press, J. L. Koh, R. W. Hendrix et L. Q. Zhang. 2009. « In vivo noninvasive evaluation of abnormal patellar tracking during squatting in patients with patellofemoral pain ». *J Bone Joint Surg Am*, vol. 91, n° 3, p. 558-66.
- Wu, Ge, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D. D'Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, Oskar Schmid et Ian

- Stokes. 2002. « ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 4, p. 543-548.
- Wybier, Marc, et Philippe Bossard. 2013. « Musculoskeletal imaging in progress: The EOS imaging system ». *Joint Bone Spine*, vol. 80, n° 3, p. 238-243.
- You, B. M., P. Siy, W. Anderst et S. Tashman. 2001. « In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics ». *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 20, n° 6, p. 514-25.
- Yue, Bing, Kartik M. Varadarajan, Angela L. Moynihan, Fang Liu, Harry E. Rubash et Guoan Li. 2011. « Kinematics of medial osteoarthritic knees before and after posterior cruciate ligament retaining total knee arthroplasty ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 29, n° 1, p. 40-46.
- Zhang, W, M Doherty, G Peat, M A Bierma-Zeinstra, N K Arden, B Bresnihan, G Herrero-Beaumont, S Kirschner, B F Leeb, L S Lohmander, B Mazières, K Pavelka, L Punzi, A K So, T Tuncer, I Watt et J W Bijlsma. 2010. « EULAR evidence-based recommendations for the diagnosis of knee osteoarthritis ». *Annals of the Rheumatic Diseases*, vol. 69, n° 3, p. 483-489.
- Zhang, W., R. W. Moskowitz, G. Nuki, S. Abramson, R. D. Altman, N. Arden, S. Bierma-Zeinstra, K. D. Brandt, P. Croft, M. Doherty, M. Dougados, M. Hochberg, D. J. Hunter, K. Kwoh, L. S. Lohmander et P. Tugwell. 2007. « OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, part I: critical appraisal of existing treatment guidelines and systematic review of current research evidence ». *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 15, n° 9, p. 981-1000.
- Zhang, W., R. W. Moskowitz, G. Nuki, S. Abramson, R. D. Altman, N. Arden, S. Bierma-Zeinstra, K. D. Brandt, P. Croft, M. Doherty, M. Dougados, M. Hochberg, D. J. Hunter, K. Kwoh, L. S. Lohmander et P. Tugwell. 2008. « OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines ». *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 16, n° 2, p. 137-62.
- Zheng, L., K. Li, S. Shetye et X. Zhang. 2014. « Integrating dynamic stereo-radiography and surface-based motion data for subject-specific musculoskeletal dynamic modeling ». *Journal of Biomechanics*, vol. 47, n° 12, p. 3217-21.